



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica

**Errores de posicionamiento hallados mediante
tomografía computada de haz cónico en el tratamiento
de cáncer de mama con radioterapia. Agosto a
diciembre 2017**

TESIS

**Para optar el Título Profesional de Licenciada en Tecnología
Médica en el área de Radiología**

AUTOR

Kelsin Jackeline BARRIONUEVO NIEVES

ASESOR

Evelina A. MARCELO CARHUAVILCA

Lima, Perú

2018



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Barrionuevo K. Errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico en el tratamiento de cáncer de mama con radioterapia. Agosto a diciembre 2017 [Tesis de pregrado]. Lima: Facultad de Medicina, Escuela Profesional de Tecnología Médica; 2018.



Universidad Nacional Mayor de San Marcos ✓
Universidad del Perú, Decana de América ✓
Facultad de Medicina ✓
Escuela Profesional de Tecnología Médica ✓



"Año del diálogo y la reconciliación nacional"

10 pg. Ro.
85 ps. A

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

Conforme a lo estipulado en el Art. 113 inciso C del Estatuto de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (R.R. No. 03013-R-16) y Art. 45.2 de la Ley Universitaria 30220. El Jurado de Sustentación de Tesis nombrado por la Dirección de la Escuela Profesional de Tecnología Médica, conformado por los siguientes docentes:

Presidente: Lic. Alejandro Sánchez Portillo
Miembros: Lic. José Fernando Vásquez Herrera
Lic. Elke Pastor Pastor
Asesor : Lic. Evelina Alejandra Marcelo Carhuavilca

Se reunieron en la ciudad de Lima, el día 23 de agosto de 2018, procediendo a evaluar la Sustentación de Tesis, titulado **"ERRORES DE POSICIONAMIENTO HALLADOS MEDIANTE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE HAZ CÓNICO EN EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA CON RADIOTERAPIA, AGOSTO A DICIEMBRE 2017"**, para optar el Título Profesional de Licenciado (a) en Tecnología Médica en el Área de Radiología del (a) Bachiller:

Licenciada

KELSIN JACKELINE BARRIONUEVO NIEVES ✓

Habiendo obtenido el calificativo de:

17
(en números)

DIECISIETE
(en letras)

Que corresponde a la mención de: **MUY BUENO**

Quedando conforme con lo antes expuesto, se disponen a firmar la presente Acta.

.....
Presidente
Lic. Alejandro Sánchez Portillo

.....
Miembro
Lic. Elke Pastor Pastor

.....
Miembro
Lic. José Fernando Vásquez Herrera

.....
Asesor (a) de Tesis
Lic. Evelina Alejandra Marcelo Carhuavilca



**ERRORES DE POSICIONAMIENTO HALLADOS
MEDIANTE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE HAZ
CÓNICO EN EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA
CON RADIOTERAPIA. AGOSTO A DICIEMBRE 2017.**

AUTOR:

Bachiller BARRIONUEVO NIEVES, KELSIN JACKELINE

ASESOR:

Lic. MARCELO CARHUAVILCA, EVELINA A.

(Docente Auxiliar; TP 20 horas)

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mis padres por haberme forjado como la persona que soy; muchos de mis logros se los debo a ustedes. Me formaron con reglas y algunas libertades, pero al final de cuentas, me motivaron constantemente para lograr mis sueños. Gracias por siempre confiar en mí. Gracias.

Agradecimiento

Primeramente agradecer a DIOS por permitirme tener y disfrutar a mi familia, gracias a mi familia por apoyarme y motivarme a siempre lograr mis anhelos.

Gracias a mi Asesora y profesores por sus enseñanzas, a mis amigos por su apoyo y así permitirme cumplir con excelencia en el desarrollo de esta tesis. Gracias a cada uno de ustedes por creer en mí y gracias a Dios por su infinita bondad.

Gracias al Centro Privado de radioterapia oncológica “Radioncología” – Oncosalud por permitir realizar la presente investigación, a todo el personal que labora especialmente al Dr. Gustavo Sarria Barnales y la Lic. Elke Pastor Pastor.

No ha sido sencillo el camino hasta ahora. Pero gracias a su amor y apoyo lo complicado de lograr esta meta se ha notado menos. Les agradezco de corazón y hago presente mi gran afecto hacia ustedes y a mi hermosa familia.

INDICE

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	11
1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES	12
1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN	18
1.3 OBJETIVOS	20
1.3.1 Objetivo general.....	20
1.3.2 Objetivos específicos.....	20
1.4 BASES TEÓRICAS	20
1.4.1 Base teórica.....	20
1.4.2 Definición de términos.....	51
1.4.3 Formulación de la hipótesis.....	52
CAPÍTULO II: MÉTODOS	52
2.1 DISEÑO METODOLÓGICO	54
2.1.1 Tipo de investigación	54
2.1.2 Diseño de la investigación.....	54
2.1.3 Población.....	54
2.1.4 Muestra y muestreo.....	54
2.1.4.1 Criterios de inclusión	55
2.1.4.2 Criterios de exclusión.....	55
2.1.5 Variables.....	55
2.1.6 Técnicas e instrumentos de recolección de datos	55
2.1.7 Procedimientos y análisis de datos.....	56
2.1.8 Consideraciones éticas	58
CAPÍTULO III: RESULTADOS	59
CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN	65
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	67
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
ANEXOS.....	74
Imágenes	75

Fluxograma	77
Imágenes tomográficas	77
Componentes del acelerador lineal	78
Tomógrafo utilizado para el tratamiento	78
Imágenes de tomógrafo.....	79
Errores de posicionamiento: Sistemáticos y aleatorios	79
Sistemas de inmovilización	79
Ejes de coordenadas.....	80
Ficha de recolección de datos	81
Solicitud de autorización	82
Matriz de consistencia	83
Operacionalización de variables	84

Lista de tablas

Tablas N°		Pág.
1	Errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia	60
2	Errores aleatorios de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico	61
3	Errores de posicionamiento sistemático según estadio de cáncer hallados mediante tomografía computada de haz cónico	62
4	Errores aleatorios de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico según estadio del cáncer de mama	63

Lista de gráficos

Gráficos N°		Pág.
1	Errores sistemáticos de posicionamiento	60
2	Errores aleatorios de posicionamiento	61
3	Errores sistemáticos de posicionamiento según estadio del cáncer de mama	62
4	Errores aleatorios de posicionamiento según estadio del cáncer de mama	63

Resumen

Objetivo: Evaluar los errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia.

Metodología: Estudio con enfoque cuantitativo, de tipo observacional, retrospectivo, de corte transversal, con diseño descriptivo. Se tuvo una muestra de 30 pacientes con diagnóstico de cáncer de mama tratados con radioterapia en el centro privado de radioterapia oncológica “Radioncología” – Oncosalud, en el periodo de agosto a diciembre del año 2017. El tipo de muestreo para esta investigación fue no probabilístico aleatorio por conveniencia. Para el análisis de las variables se estimaron medidas de dispersión (desviación estándar) y tendencia central (medias o promedios).

Resultados: el error sistemático de posicionamiento hallado mediante tomografía computada de haz cónico en el eje X fue de 1.26, en el eje Y fue de 1.69 y en el eje Z fue de 1.21. Los errores aleatorios de posicionamiento en el eje X fueron de 0.83, en el eje Y fue de 0.79 y en el eje Z fue de 0.55. En el estadio I, la media de errores sistemáticos de posicionamiento fue 1.00 en el eje X, 1.95 en el eje Y y 0.99 en el eje Z, mientras que en el estadio II, el error sistemático de posicionamiento fue 1.61 en el eje X, 1.21 en el eje Y y 1.51 en eje Z. En el estadio I, la media de errores aleatorios de posicionamiento en el eje X fue de 0.59, en el eje Y fue de 0.73 y en el eje Z fue de 0.57, en cambio en el estadio II, el error aleatorio de posicionamiento fue de 1.29 en el eje X, en el eje Y fue de 0.91 y en eje Z fue de 0.50

Conclusión: Los errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico fueron sistemáticos de 1.26mm en el eje X, de 1.69mm en el eje Y y de 1.21mm en el eje Z, y aleatorios fueron de 0.83mm en el eje X, de 0.79mm en el eje Y y de 0.55mm en el eje Z.

Palabras clave: Error sistemático, error aleatorio, tomografía computada de haz cónico.

Abstract

Objective: To evaluate the positioning errors found by cone beam computed tomography in patients with breast cancer treated with radiotherapy.

Methodology: Study with a quantitative, observational, retrospective, cross-sectional approach, with a descriptive design. A sample of 30 patients diagnosed with breast cancer treated with radiotherapy was taken at the Radiation Oncology Radiation Therapy Center - Oncosalud, from August to December 2017. The type of sampling for this investigation was random non-probabilistic for convenience. For the analysis of the variables, measures of dispersion (standard deviation) and central tendency (means or averages) were estimated.

Results: the systematic positioning error found by conical beam computed tomography on the X axis was 1.26, on the Y axis it was 1.69 and on the Z axis it was 1.21. The random positioning errors on the X axis were 0.83, on the Y axis it was 0.79 and on the Z axis it was 0.55. In stage I, the mean of systematic positioning errors was 1.00 on the X axis, 1.95 on the Y axis and 0.99 on the Z axis, while in stage II, the systematic positioning error was 1.61 on the X axis, 1.21 on the Y axis and 1.51 on the Z axis. In stage I, the mean of random positioning errors on the X axis was 0.59, on the Y axis it was 0.73 and on the Z axis it was 0.57, while on stage II, the positioning error was random 1.29 on the X axis, on the Y axis it was 0.91 and on the Z axis it was 0.50

Conclusion: The positioning errors found by cone beam computed tomography were systematic 1.26mm on the X axis, 1.69mm on the Y axis and 1.21mm on the Z axis, and random were 0.83mm on the X axis, 0.79 mm on the Y axis and 0.55mm on the Z axis

Key words: Systematic error, random error, cone beam-computed tomography.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES

El cáncer es un problema de salud pública a escala mundial, tal como lo demuestran sus tasas de incidencia y mortalidad, al cual se le atribuyen 8.8 millones de defunciones, según estadísticas del año 2015. Se estima que a nivel mundial, alrededor de 12.7 millones de casos nuevos de cáncer al año son diagnosticados y para el año 2030, estas cifras podrían elevarse a 21.3 millones de casos nuevos.^{1, 2}

En el Perú las neoplasias más frecuentes son el cáncer del cuello uterino, el cáncer de la mama y el cáncer de la próstata, órganos accesibles que debido a su ubicación anatómica permiten la detección precoz³, siendo el cáncer de mama la patología a evaluar dentro del presente proyecto.

Esta neoplasia presenta mayor frecuencia de casos a nivel nacional y en Lima metropolitana resultó ser el más frecuente con 6.051 casos nuevos⁴, por esta razón se hace necesario un tratamiento correcto para esta neoplasia.

La radioterapia es un tratamiento con radiación ionizante utilizado para destruir las células cancerosas y retardar/controlar el crecimiento del tumor sin dañar el tejido sano cercano⁵, hay un gran desarrollo en este campo de tratamiento, apareciendo nuevos roles y nuevas responsabilidades para todo el personal de salud involucrado en el tratamiento, las nuevas técnicas son radioterapia de intensidad modulada (IMRT), arco terapia volumétrica modulada (VMAT), radioterapia conformacional tridimensional (3DCRT) desplazando a las técnicas 2D; la técnica IMRT entrega dosis precisas de radiación a un tumor, al mismo tiempo que se reduce al mínimo la dosis que recibe el tejido normal circundante⁶, y para cumplir este objetivo debemos reproducir la posición de la simulación, y es con la cual se realizó la planificación y así proteger a los órganos cercanos llamados órganos de riesgo, sin embargo, existe discrepancia entre la posición de tratamiento previsto y la actual posición⁷, que son los llamados errores de posicionamiento, estos pueden

ser errores sistemáticos, producidos cuando un paciente es posicionado utilizando información de posicionamiento incorrecto, errores aleatorios, ocurren cuando la posición del paciente es incorrecta debido a las fluctuaciones diarias. Estos errores de posicionamiento tendrán repercusión dosimétrica tanto en el volumen de tratamiento como en los órganos de riesgo, o errores groseros, que podría dar una subdosis a parte del volumen objetivo clínico. Por lo tanto es importante la comprobación del tratamiento y así minimizar los errores mencionados⁷.

A continuación se presenta una serie de referencias respecto al tema que puede enmarcar mejor lo que se busca:

Según el estudio realizado por Gerrets y cols, en el año 2017 en la investigación “La variación entre fracciones del área supraclavicular y axilar en pacientes con cáncer de mama”, tiene por objetivo cuantificar la variación interfaccional del área supraclavicular y la axila para calificar los márgenes CTV a PTV. Se incluyó a 6 pacientes con cáncer de mama en el lado derecho y 6 pacientes con cáncer en el lado izquierdo, los cuales fueron elegidos al azar. La verificación y corrección del posicionamiento se efectuaron en base al registro de la anatomía ósea (costillas y esternón), mediante el uso de la TC de haz cónico y un protocolo de nivel de acción de corrección off-line (SAL). A partir de estos errores residuales, se calcularon y corrigieron los errores aleatorios y sistemáticos para el uso de un protocolo SAL ($N = 3$ y $\alpha = 9$ mm), utilizando datos de posicionamiento previamente determinados de Topolnjak et al. Tras analizar 88 TC de haz cónico; con 5 a 10 escaneos por paciente, se obtuvo como resultados que los errores residuales aleatorios y sistemáticos para las regiones de la axila son mayores que la región supraclavicular, como se esperaba. Asimismo, es notable el pequeño error residual para la región supraclavicular en la dirección LR. *Resultados:* Los márgenes totales son 0.59 cm LR, 0.76 cm CC y 0.81 cm AP para la región supraclavicular y 0.84 cm LR, 0.89 cm CC y 0.98 cm AP para la región de la axila. *Conclusión:* Para la introducción de una técnica de planificación VMAT en cuanto

a la irradiación de mama y axila, se deben introducir márgenes específicos de PTV adaptados para el movimiento entre fracciones supraclaviculares y axilares.⁸

Laaksomaa et al. (2014), Finlandia, en la investigación: “Estimación de la posición de adaptación óptima para las imágenes de posicionamiento de kV ortogonales y los márgenes mínimos de posicionamiento en la radioterapia de las áreas completas de mama y ganglios linfáticos”. *Objetivo:* Encontrar una posición óptima de ajuste de imagen de posicionamiento y márgenes mínimos de posicionamiento para ahorrar al máximo los órganos en riesgo de la radioterapia mamaria. Se trató de un estudio retrospectivo en el que se analizaron 1111 pares de imágenes ortogonales de posicionamiento e imágenes de campo tangencial para 50 pacientes consecutivos. *Resultados:* la mejor posición de comparación de imagen general fue el compromiso de las vértebras, las costillas y el esternón, mientras que la peor posición fue la vértebra sola ($p \leq 0.03$). Los márgenes de posicionamiento requeridos para la pared torácica variaron de 4.3 mm a 5.5 mm en la dirección de los pulmones mientras que en la dirección superior-inferior (SI), los márgenes variaron de 5.1 mm a 7.6 mm. La variación entre observadores aumentó los márgenes mínimos en aproximadamente 1 mm. El margen de las áreas de los ganglios linfáticos debe ser al menos de 4,8 mm.⁹

Navarro (2014), Perú, en la Tesis titulada “Evaluación de la coincidencia entre el isocentro de la imagen de simulación y verificación, en el tratamiento con radioterapia del cáncer de cuello uterino”. *Objetivo:* evaluar la coincidencia del isocentro entre la imagen de simulación y la imagen de verificación, en el tratamiento con radioterapia del cáncer de cuello uterino. Fue un estudio observacional, descriptivo, retrospectivo y de corte transversal, en el que se seleccionó a 120 casos de pacientes con cáncer de cuello uterino, en los cuales se evaluó imágenes radiográficas (n=120) en proyección antero-posterior y en proyección lateral (n=120). *Resultados:* El 64.2% del total de casos analizados, sí

hubo variación del isocentro entre la imagen de simulación y la de verificación, además solo en un 35.8%, el isocentro de ambas imágenes coinciden. El promedio de variación de los tres ejes (X, Y y Z) es de 0,5 cm cuyo valor está dentro del margen contemplado por la International Commission on Radiation Units and Radiation Units and Measurements (ICRU) Reporte 29. *Conclusión:* Se encontró poca coincidencia del isocentro entre la imagen de simulación y verificación, con un promedio de variación en los ejes X, Y y Z mayor a los reportados en la literatura, pero dentro del margen aceptado Internacionalmente. Debe prestarse especial atención en las pacientes obesas las cuales posiblemente requieran una mejor técnica de Inmovilización.¹⁰

Velásquez et al. (2014), Perú, en la investigación “Cuantificación de la reproducibilidad del posicionamiento en pacientes que reciben Radioterapia con dispositivos de Inmovilización para tratamientos con VMAT utilizando DRR y CBCT”. *Objetivo:* demostrar la importancia del uso adecuado de dispositivos de posicionamiento e inmovilización, sobre todo cuando las técnicas de tratamiento usadas son IMRT o VMAT. La entrega de dosis altas en un órgano de riesgo o la sub-dosificación en el volumen blanco genera como consecuencia la pérdida del objetivo principal de la Radioterapia. Se incluyó a un total de 32 pacientes, de los cuales a 18 pacientes se les consideró a la región de la pelvis entre los que se encuentran tumores de próstata y de cuello uterino y a 14 pacientes la región de la cabeza y cuello, siendo tumores cerebrales. Se realizó una comparación de las imágenes enviadas desde el planificador, ya sea con DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) o con imágenes tomográficas y las obtenidas con el sistema de imágenes a bordo (OBI) mediante imágenes Kv o mediante haz cónico de tomografía computada (Cone Beam CT), teniendo como resultado diversas variaciones y correcciones antes del tratamiento en los tres ejes. Resultados: se observan 334 imágenes, de las cuales 189 son para tratamientos de tumores intra-pélvicos y 145 son para la región de la cabeza y del cuello. Según las comparaciones realizadas antes de cada tratamiento, se encontraron variaciones

que oscilan de 2-4 mm para tumores de próstata y cuello uterino; y de 1-2 mm para los tumores de la cabeza y del cuello.¹¹

Ballesteros (2011), México, con el trabajo “Análisis de Márgenes de Tratamiento en Radioneurocirugía con arcos circulares”, en el que mencionan que la radioneurocirugía emplea márgenes para manejar las incertidumbres geométricas que existen en la localización del blanco con la finalidad de garantizar que los criterios dosimétricos se cubran. Como una herramienta simple para aplicaciones en radio neurocirugía se propuso una simplificación matemática con lesiones y curvas de isodosis esféricas. Objetivo: El objetivo primordial es evaluar el efecto de la elección de los márgenes de tratamiento en la corrección de incertidumbres y en los cambios porcentuales en el volumen irradiado de tejido normal, así como el volumen irradiado del blanco de tratamiento. Se obtuvieron gráficas para evaluar la influencia de la elección de márgenes en tratamientos de radio neurocirugía, variando tanto el tamaño de la lesión como el margen. Resultados: Sus resultados muestran que una vez considerado el error de posicionamiento y el desplazamiento del isocentro, para el caso de valores pequeños de margen de tratamiento y diámetros pequeños del volumen blanco, el porcentaje de lesión que queda descubierto por la curva de prescripción es mayor que el volumen de tejido normal que se irradia con la misma curva, como se espera. Pero conforme se aumenta el tamaño de lesión existe un punto de intersección a partir del cual dicho comportamiento se invierte. De igual forma este punto de intersección es variable de acuerdo con el margen de tratamiento seleccionado.¹²

Strbac et al. (2013), Bosnia-Serbia “Evaluación de los errores de posicionamiento en la radioterapia de cabeza y cuello mediante imágenes portal electrónicas” Objetivo: Evaluar los errores de posicionamiento (set-up) tridimensionales (3D) y proponer márgenes óptimos para planificar la cobertura del volumen objetivo (PTV) en la radioterapia de cabeza y cuello. Se tomó en cuenta a 35 pacientes, siendo el número total de imágenes del portal estudiadas de 632. Los errores sistemáticos de la población (S) y aleatorios para los pacientes con cáncer de

cabeza y cuello se evaluaron en base a las imágenes del portal en el lado longitudinal caudocraneal (CC) y lateral izquierda-derecha (LR) medido en el campo anterior-posterior (AP), así como a partir de las imágenes en la dirección longitudinal caudocraneal (CC) y lateral dorso ventral (DV) medida en el campo lateral (LAT). Los valores para los márgenes del volumen objetivo clínico a planificar (CTV-PTV) se calcularon utilizando las recomendaciones del Informe ICRU 62, junto con las fórmulas de Stroom y van Herk. Resultados: se halló que las desviaciones estándar de los errores sistemáticos de posicionamiento (S) oscilaron entre 1,51 y 1,93 mm, mientras que las desviaciones estándar de los errores de posicionamiento aleatorios cayeron entre 1,77 y 1,86 mm. Asimismo, la longitud media de desplazamiento del vector 3D fue de 2,66 mm. Los márgenes de PTV calculados de acuerdo con los modelos de ICRU, Stroom y van Herk estaban comprendidos entre 1.95 y 6.16 mm en las tres direcciones de adquisición. Conclusión: una extensión de 6 mm del margen de CTV a PTV, como límite inferior, es suficiente para garantizar que el 90% de los pacientes tratados de cáncer de cabeza y cuello reciban un mínimo de CTV acumulativo de dosis mayor o igual al 95% de la dosis prescrita.¹³

Giordani et al. (2006), Brasil, en el artículo “Exactitud en la reproducibilidad del posicionamiento diario en pacientes sometidos a radioterapia conformada para cáncer de próstata” Objetivo: evaluar la reproducibilidad del posicionamiento de pacientes con diagnóstico de cáncer de próstata, sometidos a radioterapia conformada. Se evaluaron 960 (posiciones anterior y lateral) películas radiológicas, de un total de 120 pacientes que recibieron radioterapia conformada en la próstata con técnica isocentro. Las imágenes fueron obtenidas en acelerador lineal de partículas 6 MV. Se aplicó un protocolo específico para la planificación y el tratamiento de la próstata, con el paciente en posición supina, manos colocadas sobre el tórax y pies apoyados en soporte apropiado. Diariamente, los pacientes fueron colocados conforme a demarcaciones en la piel, coincidentes con los láseres de la sala. Las películas radiológicas se compararon con las radiografías

reconstruidas digitalmente (DRR) en el sistema de planificación computarizada de Eclipse, a partir de las tomografías. Las radiografías de posicionamiento se realizaron el primer día y después, semanalmente, hasta el final del tratamiento. Resultados: se evidencia que los promedios de los desplazamientos observados fueron de $1,99 \pm 1,25$ mm en el sentido cráneo-caudal, $1,37 \pm 0,84$ mm en el lateral-lateral y $1,94 \pm 1,10$ mm en el antero-posterior. Conclusión: el uso de protocolos específicos para posicionamiento de los pacientes es posible en la práctica clínica y posibilita la reproducibilidad adecuada y la rápida corrección de los posibles errores.¹⁴

El centro privado de radioterapia oncológica “Radioncología” cuenta con 2 aceleradores lineales: Synergy e Infinity. Para esta investigación se seleccionará a pacientes con cáncer de mama tratados durante el periodo de estudio agosto a diciembre del año 2017 tratados mediante el acelerador lineal Infinity el cual contiene un sistema integrado para radioterapia guiada por imágenes (IGRT), este nos permite obtener imágenes volumétricas por rayos X (tomografía computada de haz cónico que a partir de las diferentes proyecciones obtenidas en casa posición del detector se puede reconstruir una imagen tridimensional del paciente), sin embargo, se han identificado errores en el posicionamiento al momento de realizar el tratamiento por cáncer de mama, mediante la tomografía computada, lo cual puede afectar para un óptimo tratamiento al paciente, razón por la cual se plantea realizar el presente estudio de investigación. Por este motivo se formula la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuánto es el error de posicionamiento hallado mediante tomografía de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia en el centro privado de radioterapia oncológica “Radioncología” – Oncosalud entre los meses de agosto a diciembre del año 2017?

1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN:

El Tecnólogo Médico en Radiología participa en todas las fases del tratamiento del cáncer a través de la radioterapia, desde la simulación hasta el fin del tratamiento.

Con esto busca ser lo más minucioso para llegar a obtener durante todas las sesiones del tratamiento, (tiempo aproximado de 25 sesiones de radioterapia) una adecuada reproductibilidad del posicionamiento de la simulación. El trabajo del tecnólogo médico en radiología tiene un papel muy importante ya que al evitar los errores de posicionamiento se disminuye las consecuencias dosimétricas que se puedan dar tanto en el volumen de tratamiento como en los órganos cercanos a la mama, como corazón, ambos pulmones e hígado.

Con las nuevas técnicas de hacer radioterapia se inquiera una adecuada dosimetría tanto a la neoplasia como a los órganos de riesgo, por consecuencia es muy importante conocer los errores de posicionamiento puesto que al determinar las variaciones entre fracciones podemos cuantificar los márgenes de volumen clínico al volumen tratamiento.

En la actualidad aparecen nuevos roles y nuevas responsabilidades que afectan a todo el personal involucrado en el proceso del tratamiento radioterápico, en su planificación, en los tiempos necesarios para todo el proceso del tratamiento radioterápico (simulación, planificación, protocolos de corrección on-line y off line, re-planificación y control periódico de los pacientes) los cuales son superiores a los de la radioterapia convencional.¹⁵

Por ende en esta investigación se pretende determinar los errores de posicionamiento en los ejes de coordenadas X, Y, Z que corresponden a derecha-izquierda, superior-inferior y anterior-posterior; estos errores serán hallados mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia, con el principal propósito de corregirlos y mejorar el tratamiento de las pacientes que acuden por cáncer de mama.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general:

Evaluar los errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia.

1.3.2 Objetivos específicos:

- 1 Determinar los errores sistemáticos de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico.
- 2 Determinar los errores aleatorios de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico.
- 3 Evaluar los errores de posicionamiento: sistemáticos y aleatorios según estadio de cáncer.
- 4 Determinar del PTV hallados mediante tomografía computada de haz cónico.

1.4 BASES TEÓRICAS:

1.4.1 Base teórica

CÁNCER DE MAMA

Anatomía de la Glándula Mamaria

Las mamas están situadas, en la mujer, en la parte anterosuperior del pecho, a derecha e izquierda del esternón, delante de los músculos pectorales mayor y menor, en el intervalo comprendido entre la tercera y la séptima costillas. Situadas a la altura de los brazos y que se encuentran simétricamente situadas.

La mama tiene el aspecto de una semiesfera, que descansa sobre el tórax por su cara plana y presenta en el centro de su cara convexa una eminencia en forma de papila, denominada pezón. Esta forma fundamental ofrece numerosas variedades influenciadas por diferentes estados fisiológicos (embarazos, lactancias

anteriores, estado de salud, etc.), por variaciones étnicas, etc. Al nacer, las mamas miden tan solo 8.10 mm de diámetro, conservándose así hasta la pubertad. En esta época experimentan un crecimiento súbito, llegando en poco tiempo a su estado de desarrollo perfecto, miden entonces, por término medio, 10-11 cm. de altura por 12-13 cm. de anchura y 5-6 cm. de espesor. El peso de la mama varía por supuesto como su volumen. Al nacer pesa de 30-60 g. En la joven, fuera de la lactancia su peso medio es de 150-200 gr. En la mujer adulta, este peso oscila entre 400-500 gr pero puede llegar hasta 800-900 gr. Las mamas son duras y elásticas en las jóvenes nulíparas. Pierden su consistencia bajo la acción de los partos repetidos seguidos de un periodo de lactancia.¹⁶

La base de la glándula mamaria se extiende, en la mayoría de los casos, desde la segunda hasta la sexta costilla, desde el borde externo del esternón hasta la línea axilar media. El área supero-externo de cada glándula se extiende hacia la axila y se denomina “prolongación axilar”. La cara profunda de la mama es ligeramente cóncava y se encuentra en relación con el músculo pectoral mayor, el serrato anterior y la parte superior del oblicuo externo del abdomen. La mama está separada de estos músculos por la aponeurosis profunda. Entre ambas hay un tejido areolar laxo denominado espacio retro-mamario, éste permite que la mama tenga cierta movilidad sobre la aponeurosis profunda que cubre al plano muscular.¹⁷

Definición

Nuestro organismo está constituido por un conjunto de órganos, que a su vez están formados por células, que se dividen de forma regular con el fin de reemplazar a las ya envejecidas o muertas; y mantener así la integridad y el correcto funcionamiento de los distintos órganos.

Este proceso está regulado por una serie de mecanismos que indican a la célula cuándo comenzar a dividirse y cuándo permanecer estable. Cuando estos mecanismos se alteran en una célula, ésta y sus descendientes inician una

división incontrolada que, con el tiempo, dará lugar a un tumor o nódulo. Si estas células además de crecer sin control, adquieren la facultad de invadir tejidos y órganos de alrededor (infiltración) y de trasladarse y proliferar en otras partes del organismo (metástasis) se denomina tumor maligno, que es a lo que llamamos cáncer. El cáncer de mama es el tumor maligno que se origina en el tejido de la glándula mamaria.

Cuando las células tumorales proceden del tejido glandular de la mama y tienen capacidad de invadir los tejidos sanos de alrededor y de alcanzar órganos alejados e implantarse en ellos, hablamos de cáncer de mama.¹⁸

El cáncer de mama puede comenzar en distintas partes de la mama. Las mamas constan de tres partes principales: lobulillos, conductos y tejido conectivo. Los lobulillos son las glándulas que producen leche. Los conductos son los tubos que transportan la leche al pezón. El tejido conectivo (formado por tejido fibroso y adiposo) rodea y sostiene todas las partes de la mama. La mayoría de los cánceres de mama comienzan en los conductos o en los lobulillos. *Anexo 1*

El cáncer de mama puede diseminarse fuera de la mama a través de los vasos sanguíneos y los vasos linfáticos. Cuando el cáncer de mama se disemina a otras partes del cuerpo, se dice que ha hecho metástasis.¹⁹

Los tipos más comunes de cáncer de mama son:

- **Carcinoma ductal infiltrante.** Las células cancerosas se multiplican fuera de los conductos e invaden otras partes del tejido mamario. Estas células cancerosas invasoras también pueden diseminarse o formar metástasis, en otras partes del cuerpo.
- **Carcinoma lobulillar infiltrante.** Las células cancerosas se diseminan de los lobulillos a los tejidos mamarios cercanos. Estas células cancerosas invasoras también pueden diseminarse a otras partes del cuerpo.¹⁹

Es el cáncer de mama es el tumor más frecuente en mujeres. Pero no es una enfermedad exclusiva de mujeres, aunque en un porcentaje pequeño, los hombres también pueden padecerlo.¹⁸

Epidemiología:

En Latinoamérica el cáncer ocupa el tercer lugar de las causas de muerte.¹⁸

En el Perú, el Registro de Cáncer de Lima Metropolitana evidenció que las tasas de incidencia para todos los cánceres en hombres y mujeres han aumentado entre los periodos 1968-1970 y 2004-2005 de 152,2 a 174,0 por 100000 hombres y de 166,8 a 187,0 por 100 000 mujeres. En el periodo 2010-2012, se registró 64.243 casos nuevos de cáncer (60.710 invasivos y 3.533 in situ) en el área de Lima Metropolitana. *Anexo 2*²⁰

El cáncer de mama es el tumor más frecuente en las mujeres occidentales. En España se diagnostican alrededor de 25.000 nuevos cánceres de mama al año. La gráfica de la tasa de incidencia de 1999 al 2014 muestra que este dato estadístico, en todas las razas, ha ido disminuyendo, llegando, en el 2014, a 122 mujeres por cada 100,000 que contrajeron cáncer de mama. En mujeres blancas, en el 2014, 123 por cada 100,000 contrajeron cáncer de mama, mientras que en indoamericanas/nativas de Alaska (IA/NA) 77 por cada 100,000 mujeres lo contrajeron.^{19, 21}

El cálculo del número de casos nuevos y defunciones por cáncer de mama (solo mujeres) en los Estados Unidos en 2017²² es:

- Casos nuevos: 252,710.
- Defunciones: 40,610.

El cáncer de mama resultó ser el más frecuente en Lima Metropolitana 2010-2012 con 6.051 casos nuevos, de ellos 21 casos ocurrieron en hombres; la tasa de incidencia para el cáncer de mama en mujeres fue de 40,9 por 100.000.²³

Clasificación TNM

El sistema TNM es una estrategia para agrupar a las pacientes con respecto a su pronóstico. Además, se pueden formular decisiones terapéuticas conforme a su categoría, en relación a su clasificación linfonodal, según la presencia de receptores hormonales en el tejido tumoral y de acuerdo a la condición menopáusica y al estado general de la paciente.

- **T → Tumor primario.**

Tx: No determinado

T0: Sin evidencia de tumor primario (no palpable)

Tis: Carcinoma En situ

T1: Tumor menor de 2 cm en su diámetro mayor.

T2: Tumor > 2 cm, pero no > 5 cm en su diámetro mayor

T3: Tumor > 5 cm en su diámetro mayor

T4: Tumor de cualquier tamaño.

- **N → Compromiso linfonodos regional**

Nx: No evaluados

N0: Ausencia de adenopatías palpables

N1: Metástasis axilares homolaterales m- viles palpables

N2: Metástasis axilares homolaterales fijas o metástasis en mama interna homolaterales detectables por estudios de imágenes (menos linfocentigrafía) o detectables por examen clínico, en ausencia de evidencia clínica de metástasis en linfonodos axilares.

N3: Metástasis en linfonodos infraclaviculares homolaterales o metástasis en linfonodos de mama interna homolaterales detectables por estudios de imágenes o examen clínico y la presencia de evidencia clínica de metástasis en linfonodos axilares; o metástasis en linfonodos supraclaviculares homolaterales, con o sin compromiso de linfonodos axilares o de mama interna

- **M → Metástasis a distancia**

Mx: No evaluadas

M0: Sin metástasis demostrables

M1: Metástasis presente

ESTADIOS

Estadio I T1 N0 M0

Estadio II A T0 N1 M0 / T1 N1 M0 / T2 N0 M0

Estadio II B T2 N1 M0 T3 N0 M0

Estadio III A T0 N2 M0 / T1 N2 M0 / T2 N2 M0 / T3 N1 M0 / T3 N2 M0

Estadio III B T4 N0 M0 / T4 N1 M0 / T4 N2 M0

Estadio III C Cualquier T, N3 M0

Estadio IV Cualquier T, cualquier N, M1.²⁴

BIRADS

Por sus siglas en inglés Breast Imaging Reporting and Data System. Es un método para clasificar los hallazgos mamográficos.

Los objetivos del BI-RADS son: estandarizar la terminología y la sistemática del informe mamográfico, categorizar las lesiones estableciendo el grado de sospecha, y asignar una recomendación sobre la actitud a tomar en cada caso. Asimismo, permite realizar un control de calidad y una monitorización de los resultados.

✓ **0** → Requiere proyecciones adicionales

Se considera una categoría incompleta, para establecer una categoría precisa evaluación adicional, bien sea mediante técnicas de imagen (proyecciones adicionales, ecografía) o comparación con mamografías anteriores.

✓ **1** → Estudio negativo

Normal, ningún hallazgo a destacar. Se recomienda seguimiento a intervalo normal.

✓ **2** → Hallazgos benignos

Normal, pero existen hallazgos benignos. Se recomienda seguimiento a intervalo normal.

✓ **3** → Hallazgos probablemente benignos

Hallazgos con una probabilidad de malignidad <2%. Se describen 3 hallazgos específicos:

- Nódulo sólido circunscrito no calcificado
- Asimetría focal
- Micro calcificaciones puntiformes agrupadas

Para su asignación es preciso realizar una valoración completa por la imagen (proyecciones adicionales, ecografía, comparación con estudios previos), y por definición se excluyen las lesiones palpables. La actitud recomendada es el seguimiento con intervalo corto, que consistirá en una mamografía unilateral a los 6 meses y bilateral a los 12 y 24 meses. En caso de aumento o progresión de la lesión es recomendable practicar una biopsia.

✓ **4 → Baja sospecha de malignidad**

Incluye aquellas lesiones que van a requerir intervencionismo, si bien tienen un rango de probabilidad de malignidad muy amplio (2-95%). Por ello, se sugiere una división en tres subcategorías:

- a. Baja sospecha
- b. Sospecha moderada
- c. Sospecha intermedia

✓ **5 → Alta sospecha de malignidad**

Hallazgos típicamente malignos, con una probabilidad >95%. La actitud recomendada es tomar acciones apropiadas.

✓ **6 → Primario conocido**

Lesiones con malignidad demostrada mediante biopsia, previa a terapias definitivas (cirugía, radioterapia o quimioterapia), y por lo tanto no se debe confirmar su malignidad. Se utiliza en casos de segundas opiniones o en la monitorización de la quimioterapia neo adyuvante.^{25. 25}

Tratamientos

Entre ellos se encuentran:

CIRUGÍA

En general, el primer tratamiento que se aplica es la cirugía. La técnica quirúrgica utilizada varía en función del tipo de lesión y su extensión:

- Mastectomía radical modificada: Se conservan los músculos pectorales, extirpándose sólo la glándula mamaria y los ganglios axilares. Es posible realizar una reconstrucción mamaria.
- Cirugía conservadora: Se basa en la extirpación del tumor (tumorectomía) o de un cuadrante de la mama (cuadrantectomía) y de los ganglios axilares. Esta técnica tiene que ir siempre complementada con un tratamiento de radioterapia. En la actualidad se tiende a realizar este tipo de cirugía siempre que sea posible. La exploración quirúrgica de los ganglios axilares se puede simplificar, cuando está indicado, mediante la técnica del ganglio centinela (primer/os ganglio/s de drenaje).¹⁸

QUIMIOTERAPIA

Es la administración de fármacos (habitualmente por vía intravenosa) para destruir las células cancerosas que han podido dispersarse por el organismo, a las que ni la cirugía ni la radioterapia pueden alcanzar. Este tipo de tratamiento complementario al tratamiento local se llama tratamiento adyuvante.

En ocasiones, la quimioterapia se utiliza para reducir el tamaño del tumor antes de la intervención quirúrgica (esto se llama quimioterapia neoadyuvante).

La quimioterapia adyuvante puede durar de 3 a 6 meses, dependiendo del número de ciclos y de los fármacos necesarios en cada caso. Cada ciclo tiene una duración media de 3 ó 4 semanas. Durante los primeros días se administra el fármaco y durante el resto del ciclo, el organismo se recupera de los efectos del mismo.

El tratamiento con quimioterapia suele acompañarse de una serie de efectos secundarios entre los que destacan náuseas y vómitos, molestias musculares,

cansancio, trastornos intestinales, disminución de hematíes, leucocitos y plaquetas y caída temporal del cabello.¹⁸

TRATAMIENTO HORMONAL:

Las células de la mama poseen la característica de ser estimuladas por las hormonas sexuales femeninas, fundamentalmente los estrógenos y la progesterona. Cuando las células tumorales conservan dicha característica, medida por la presencia de receptores hormonales en las mismas, es posible administrar un tratamiento hormonal adyuvante o complementario, que ha demostrado tener una elevada eficacia en reducir el riesgo de recaída del tumor y mejorar la supervivencia.

El tipo de fármaco que se utiliza dependerá también de la situación hormonal de la paciente, por lo que se valorará si se trata de una mujer menopáusica o no.

La terapia hormonal es un tratamiento sencillo que generalmente se administra por vía oral, con pocos efectos secundarios. La duración del tratamiento hormonal adyuvante debe ser prolongada, como mínimo durante 5 años.¹⁸

TRATAMIENTOS BIOLÓGICOS:

Las células malignas son capaces de sintetizar más cantidad de sustancias normales o sustancias muy diferentes a las que producen las células normales. Una de las sustancias, que en algunos casos se encuentra aumentada en el cáncer de mama (20-30% de las pacientes) es la proteína HER2.

Actualmente, se dispone de un anticuerpo monoclonal que actúa sobre las células tumorales capaces de producir la proteína HER2 en exceso, disminuyendo o deteniendo su crecimiento.

Este fármaco (Trastuzumab) tiene la característica de actuar destruyendo solamente las células tumorales sin actuar sobre las células sanas. Se puede

administrar como único tratamiento o en combinación con quimioterapia u hormonoterapia en pacientes con enfermedad avanzada. También ha demostrado ser eficaz en el tratamiento adyuvante de los cánceres de mama HER2 positivos, debiéndose mantener durante un año.

Se está investigando mucho con nuevos fármacos que actúan sobre la célula tumoral exclusivamente. Son fármacos dirigidos a moléculas específicas de la célula tumoral.¹⁸

Si bien hay diversos tipos de tratamiento frente al cáncer de mama, para efectos del presente trabajo se tomarán en cuenta al tratamiento de radioterapia.

RADIOTERAPIA:

Se utiliza como tratamiento complementario a la cirugía conservadora, cuando hay ganglios positivos y en algunos casos tras mastectomía.

Consiste en la aplicación de radiaciones ionizantes en la mama o en la pared torácica y en ocasiones en las cadenas ganglionares a las que drena (axila y cadenas supraclaviculares) para destruir las posibles células cancerosas que pudieran haber quedado tras la operación.

Radioterapia interna o braquiterapia: Es la introducción de material radiactivo, en forma de hilo, en la zona donde se asentaba el tumor. Es un tratamiento complementario a la radioterapia externa. *Anexo 3*

Generalmente, el tratamiento dura tan sólo unos minutos y no requiere ingreso. Una vez administrada la dosis de radiación necesaria se retira el material radiactivo.

Radioterapia externa: Es la más habitual. Se administra por medio de una máquina (acelerador lineal) que en ningún momento contacta con la paciente. *Anexo 4*

El tratamiento estándar de radioterapia se administra durante unas 5 a 7 semanas, con una duración diaria de pocos minutos. Sin embargo, en la actualidad existen nuevos esquemas de tratamiento que permiten, en un subgrupo de mujeres, reducir el tiempo total de la radioterapia a 3-4 semanas (hipo fraccionamiento).

Antes de iniciar el tratamiento es necesario realizar una planificación del mismo donde el especialista determinará la zona del tratamiento y la técnica para administrar la radiación.

Es frecuente que la radioterapia externa provoque diversas alteraciones cutáneas en la zona donde se está recibiendo la radiación (enrojecimiento, descamación, edema e inflamación, prurito), las cuales desaparecerán unas semanas después de finalizado el tratamiento.¹⁸

Técnicas de tratamiento de radioterapia:

- ***Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)***

Consigue adaptar la forma e intensidad del haz de radiación a la forma y situación del tumor para administrar el tratamiento concentrado en el tejido enfermo, preservando el sano.

- ***Arco terapia Volumétrica Modulada (V-MAT)***

Es una radioterapia de intensidad modulada en la que el acelerador lineal gira en arcos en torno al paciente, modulando la intensidad de la radiación y la velocidad del giro. Con esto se consigue reducir a escasos minutos tratamientos de alta complejidad que con los aceleradores lineales tradicionales pueden llevar hasta una hora, ganando en precisión. Durante el tratamiento, el haz de radiación se adapta a la forma del tumor y se puede administrar desde prácticamente cualquier ángulo. En los aceleradores lineales más avanzados, esta técnica se realiza a **gran velocidad**, siendo la duración de las sesiones de pocos minutos.²⁷

- ***Radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT)***

La radioterapia tridimensional conformada está basada en la información del modelo 3D del paciente creado en la simulación virtual, en la cual se definen los volúmenes de la enfermedad a tratar y los órganos sanos vecinos. Mediante un programa computarizado que posee las características geométricas de la máquina de tratamiento y las características de los campos de radiación generados por ésta, es posible con la ayuda de una lámina de tungsteno electrónicamente controladas (MLC) o bloques personalizados generar la forma de campo que se ajusta de la mejor manera al volumen de tratamiento. La combinación de varios campos permite perfilar el haz de radiación para que el volumen tratado se ajuste lo mejor posible al volumen de la enfermedad permitiendo siempre la visualización y cuantificación de la dosis a los órganos sanos; esta técnica permite lograr una dosis homogénea al volumen de tratamiento al mismo tiempo que disminuye la dosis que reciben los órganos sanos cercanos.²⁸

Fases de la radioterapia

El tratamiento con radioterapia siempre es individualizado, es decir, cada enfermo tendrá su tratamiento específico, distinto al de otro paciente. Antes de empezar con el tratamiento propiamente dicho, es preciso realizar la **simulación** del mismo, con el objetivo de determinar una serie de parámetros que variarán dependiendo del tipo, de la localización y de la extensión del tumor, así como de las características de cada enfermo. En primer lugar, es necesario determinar qué posición es la más adecuada para llevar a cabo el tratamiento. Una vez definida, se realiza una inmovilización del paciente (mediante distintos materiales) que permitirá reproducir esta misma posición todos los días que dure el tratamiento. A continuación, con el paciente inmovilizado, se realiza un TC (Tomografía Computarizada o escáner) de **planificación**, que servirá al oncólogo radioterápico para determinar y localizar el volumen a tratar y las estructuras sanas que se quieren proteger de la radiación. En este proceso se realizan unas

marcas de referencia en la piel, con el fin de poder reproducir las mismas condiciones durante todo el tratamiento. Aunque este proceso puede resultar largo y pesado, no incluye ningún procedimiento o maniobra que pueda resultar dolorosa. Una vez que se ha localizado la zona de tratamiento se procede a la planificación, que consiste en determinar la dosis y la forma de administrar la radiación. La elección del mejor plan de tratamiento para cada paciente, es evaluado de forma conjunta por el oncólogo radioterápico y los radiofísicos que son los encargados de determinar la distribución de la dosis prescrita previamente por el médico. En la siguiente fase, denominada puesta en tratamiento, se **verifican** las dos etapas previas (simulación y planificación). La puesta en **tratamiento** se lleva a cabo en la misma sala en la que se realizará el tratamiento propiamente dicho y el posicionamiento correcto del volumen a tratar del paciente es un requisito previo importante para asegurar una irradiación acorde con la planificada. Para **verificar** los diferentes datos es preciso realizar, a través de algún sistema radiográfico, una placa que sirva para comprobar la correcta administración del tratamiento. Este proceso de comprobación se realiza varias veces durante el tratamiento con radiaciones. *Anexo 5.* ^{29, 30}

Definición de Volúmenes

El GTV, CTV y OAR corresponden, respectivamente, a volúmenes de infiltración tumoral conocida (GTV), y/o sospecha (CTV) y volúmenes de tejidos normales que pueden ser irradiados y afectan la prescripción de tratamiento (OAR). Estos volúmenes tienen una base anatómica / fisiológica, en contraste con el ITV, el PTV y el PRV, que son conceptos introducidos para asegurar que la dosis absorbida entregada a la CTV y OAR correspondientes se ajusten a las restricciones de prescripción. El GTV se delinea utilizando diversas modalidades de diagnóstico.

La imagen tridimensional y la selección y delineación del GTV, CTV y OAR son pasos cruciales en una cadena que comienza con la decisión de tratar al paciente con radioterapia y termina con la evaluación de la respuesta y el seguimiento en busca de recidiva y morbilidad inducida por el tratamiento.

- **Volumen grosero del tumor (GTV)**

El GTV (Gross Tumor Volume) es la extensión y la localización del tumor. El GTV puede consistir en un tumor primario (tumor primario GTV o GTV-T), ganglio regional metastásico (GTV nodal o GTV-N), o metástasis a distancia (GTV metastásico o GTV-M). Típicamente, se definen diferentes GTV para el tumor primario y el/ los nodo (s) regional (es).

- **Volumen objetivo clínico (CTV)**

El CTV (Clinical Target Volumen) es un volumen de tejido que contiene un GTV demostrable y/o enfermedad maligna subclínica con una cierta probabilidad de ocurrencia considerada relevante para la terapia. No existe un consenso general sobre qué probabilidad se considera relevante para la terapia, pero normalmente se supone que una probabilidad de enfermedad oculta superior del 5% al 10% requiere tratamiento. Esto sigue siendo un juicio clínico en el que el tipo de malignidad, la consecuencia del fracaso y la viabilidad prevista de tratamiento de rescate deben ser consideradas.

- **Volumen blanco de planificación (PTV)**

El concepto de PTV (Planning Target Volume) se introdujo en el Informe 50 de la ICRU (ICRU, 1993) y se reafirmó en los informes 62, 71 y 78 de ICRU (ICRU, 1999, 2004, 2007). El PTV es un concepto geométrico introducido para la planificación y evaluación del tratamiento. Es la herramienta recomendada para dar forma a distribuciones de la dosis absorbida para asegurar que la dosis absorbida prescrita será entregada realmente a todas las partes de la CTV con una probabilidad clínicamente aceptable, a pesar de incertidumbres geométricas tales como movimiento del órgano y variaciones de la disposición. También se utiliza

para prescripción de dosis absorbida y presentación de informes. Se rodea la representación del CTV con un margen tal que la dosis absorbida planificada se entrega a la CTV. Este margen tiene en cuenta tanto la incertidumbre interna como la incertidumbre de la configuración. El margen de posicionamiento (set-up) explica específicamente las incertidumbres en el posicionamiento del paciente y la alineación de los haces terapéuticos durante la planificación del tratamiento ya través de todas las sesiones de tratamiento. *Anexo 6*

Aunque la delineación del GTV y del CTV es independiente de la técnica de irradiación, la delineación del PTV depende de la técnica y forma parte de la prescripción del tratamiento. Para evitar una desviación significativa de la dosis absorbida prescrita en cualquier parte de los CTV, debe agregarse un margen a la CTV teniendo en cuenta las incertidumbres y variaciones:

- 1) Posición, tamaño y forma de la CTV (variaciones internas).
- 2) Posicionamiento del paciente y del haz (variaciones externas).

Estas variaciones se producen durante una fracción de tratamiento de radiación dada, entre fracciones sucesivas, y entre planificación y tratamiento. Los factores que afectan las variaciones externas son los métodos de posicionamiento del paciente, la incertidumbre mecánica del equipo (por ejemplo del gantry, colimadores y mesa), incertidumbres dosimétricas (por ejemplo, penetración del haz), errores de transferencia desde la TC y el simulador a la unidad de tratamiento, y factores humanos.

El uso de sistemas de guiado de imágenes u otras técnicas de reducción de la incertidumbre puede alterar significativamente el tamaño de los márgenes requeridos.

- **Órganos de riesgo (OAR)**

Las OAR (Organ at Risk) o estructuras críticas normales son tejidos que si irradiados pueden sufrir una morbilidad significativa y, por tanto, pueden influir en la planificación del tratamiento y / o en la prescripción de dosis absorbida. En

principio, todos los tejidos no objetivo podrían ser OARs. Sin embargo, los tejidos normales considerados como OARs dependen típicamente de la localización de la CTV y / o de la dosis absorbida prescrita.

El concepto de organización tisular es operacionalmente útil para determinar las restricciones dosis-volumen y para la evaluación de los histogramas dosis-volumen (DVH).³¹

Acelerador lineal

Estas unidades son capaces de emitir múltiples energías de electrones y de RX para seleccionar la más adecuada a cada tratamiento. Las tasas de dosis absorbida a la que pueden trabajar son mayores que las de las unidades de ^{60}Co , lo que permite acortar los tiempos de tratamiento. El borde del haz de fotones que suministran es más estrecho que el de rayos gamma de una unidad de ^{60}Co (excepto en el caso de las energías más altas) debido a su menor tamaño de foco virtual.

Existen aceleradores diseñados específicamente como generadores de RX y otros, como se ha dicho, capaces de emitir RX y electrones. Los primeros suelen disponer de energías bajas de RX mientras que los segundos suelen tener dos energías de RX, una de unos 6 MV y otra de mayor energía (de 15 a 23 MV), y una gama amplia de energías de electrones.

Las partes que intervienen en la creación del haz son las siguientes:

- Sistema generador de radiofrecuencias.
- Sistema de inyección.
- Guía aceleradora.
- Sistema de transporte del haz.
- Sistema de colimación y control del haz.

- Sistemas auxiliares (vacío, refrigeración, etc.). *Anexo 7,8*

Se puede resumir diciendo que el sistema de inyección de electrones o cañón (“electron gun”) inyecta los electrones en la sección de aceleración donde se encuentra la guía de ondas aceleradora. También esta sección recibe las microondas producidas en el sistema generador de radiofrecuencias de alta potencia y son éstas las que van a acelerar los electrones. Para ello, el modulador suministra pulsos de alta frecuencia al cañón y al generador de radiofrecuencias sincrónicamente. Los pulsos suministrados al cañón son del orden de 15 – 45 kV mientras que los suministrados al generador de radiofrecuencias son de unos 120 kV.³²

➤ MLC

Colimador multilámina (*MLC*, “multileaf collimator”) formado por dos series enfrentadas de láminas contiguas para permitir formar campos de forma irregular. El *MLC* puede colocarse sustituyendo a las mordazas superiores del sistema de colimación (diseño adoptado por Elekta), a las inferiores (adoptado por Siemens) o bien usando el *MLC* como colimador terciario (adoptado por Varian). Los lados de las láminas son divergentes respecto al foco y la unión de una lámina con la adyacente está diseñada para disminuir la transmisión de la radiación entre las uniones.³²

• Elekta Infinity

Es un sistema integral de tratamiento que incluye terapia volumétrica de arco modulado (VMAT). Combinando el cumplimiento de dosis superior y la velocidad de tratamiento, VMAT permite a los médicos "reducir la envoltura" de la dosis alrededor de un tumor al manipular simultáneamente la posición y velocidad del pórtico, las hojas de MLC, la tasa de dosis e incluso el ángulo del colimador.

La guía de imágenes 3-D complementa la velocidad de VMAT (<2 min a 5 min) al proporcionar la confianza clínica para visualizar los objetivos con el paciente en la posición de tratamiento minutos antes de la terapia. Las imágenes integradas permiten a los médicos, a diario, corregir los errores de configuración del paciente debido al movimiento del órgano y aumentar la precisión del tratamiento. Las imágenes incluyen una variedad de herramientas 2D, 3D y 4D de imágenes por volumen de rayos X (XVI).³³

Infinity ofrece una opción entre arcos simples o múltiples, generalmente dependiendo del sitio de tratamiento, para optimizar el plan VMAT. Infinity con VMAT requiere muchas menos MU que con métodos convencionales, lo que reduce la entrega total de MU hasta en un 50 por ciento. Con su nuevo MLC, Infinity optimiza la entrega de VMAT limitando las fugas intercaladas y en general del paciente para menores volúmenes de dosis a estructuras críticas.

- **Radioterapia guiada por la imagen**

El reto de aplicar radioterapia, ajustando el haz de radiación lo máximo posible al volumen deseado, ha conducido a estrategias de tratamiento guiadas por imagen, surgiendo así el concepto de Radioterapia guiada por la imagen y de 4D CRT (radioterapia conformada), donde la cuarta dimensión se refiere al impacto del tiempo en la posición / forma del volumen blanco.

El tratamiento se aplica habitualmente con cinco fracciones por semana durante varias semanas. El problema no consiste siempre en corregir sólo por los movimientos del volumen a tratar de una fracción a otra del tratamiento (movimiento interfacción) debida a diferentes causas como errores en la colocación del paciente, movimiento de sus órganos o variación en su forma de una sesión a otra (en caso de órganos abdominales), sino que en otros casos, la posición del volumen a tratar varía a lo largo de la aplicación de la propia fracción de tratamiento debido, fundamentalmente, a la respiración (movimiento

intrafracción). Para corregir los dos tipos de movimiento, interfacción e intrafracción se dispone de distintas herramientas.³⁰

La radioterapia guiada por imágenes (IGRT) es el uso de imágenes durante la radioterapia para mejorar la precisión y exactitud de la administración del tratamiento. La IGRT se utiliza para tratar tumores en áreas del cuerpo que se mueven, tales como los pulmones. Las máquinas de radioterapia están equipadas con tecnologías de toma de imágenes que le permiten a su médico obtener imágenes del tumor antes y durante el tratamiento. Mediante la comparación de estas imágenes con otras de referencia tomadas durante la simulación, se pueden ajustar la posición del paciente y/o los haces de radiación para apuntar mejor la dosis de radiación hacia el tumor.³⁴

El concepto más utilizado de IGRT es el uso de imágenes en la sala de tratamiento, ya sea inmediatamente antes o durante el tratamiento para evaluar y corregir los errores de posicionamiento.

Para la verificación de tratamiento en línea, IGRT utiliza imágenes obtenidas inmediatamente antes del tratamiento y la intervención para corregir la configuración antes del tratamiento. Las imágenes pueden adquirirse utilizando tomografía computarizada CT, imágenes de portal MV, radiografías planas kV, ultrasonido u otros métodos.

A pesar de las imágenes mejoradas, no es posible corregir todos los componentes del error geométrico en radioterapia. Existen inevitablemente errores residuales (que deben tenerse en cuenta en los cálculos de márgenes), que pueden surgir de fuentes tales como:

Incertidumbre de delineación de destino (no se puede detectar mediante imágenes).

Movimiento del paciente o movimiento interno de órganos a medida que se está entregando el tratamiento. La verificación intrafraccionaria puede ser necesaria para cuantificar esto.

- **Verificación Off- line**

Compara las imágenes de referencia con las imágenes tomadas en la sala de tratamiento y analiza la precisión de la configuración en algún momento después de que se haya administrado el tratamiento. Los datos de configuración no se activan hasta el próximo tratamiento.

- **Verificación On-line**

Compara las imágenes de referencia con imágenes en la sala de entrega del tratamiento, inmediatamente antes de que se entregue el tratamiento. Se aplican las correcciones necesarias antes que se entregue el tratamiento.³⁷

Este tipo de verificación se utiliza en la evaluación de la presente investigación.

Tecnología de imágenes XVI

Planear y tratar en 3D requiere verificación en 3D. La capacidad de imágenes en 3D de XVI permite a los médicos aprovechar al máximo las técnicas complejas sin la necesidad de marcadores implantados para visualizar las estructuras de tejidos blandos, el volumen objetivo y la posición de las estructuras críticas. Permite el registro preciso de los datos de imagen reconstruidos con los datos de planificación de CT históricos como un procedimiento no invasivo. XVI ofrece una variedad de opciones guiadas por imágenes para satisfacer las necesidades individuales del paciente y el software de la clínica XVI ofrece la flexibilidad de variar la dosis necesaria para adquirir una imagen vista de volumen, dependiendo del nivel de contraste requerido.³³

TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE HAZ CÓNICO (CBCT, “CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY”)

Utiliza la tecnología de los detectores bidimensionales que disponen los aceleradores. Es la modalidad de radioterapia guiada por la imagen más extendida, suministrada por tres fabricantes bien sea en modo de kV o de megavoltaje (MV) (34). *Anexo 9*

Un sistema de tomografía computarizada de haz de cónico de kV basado en una gran área, el detector de panel plano se ha adaptado con éxito a un acelerador lineal médico. El sistema es capaz de producir imágenes de tejidos blandos con excelente resolución espacial a dosis de imágenes aceptables. La integración de esta tecnología con el acelerador médico dará como resultado una plataforma ideal para la radioterapia guiada por imágenes de alta precisión.³⁴

La tomografía cónica kV-CBCT consta de una fuente de RX de baja energía y un detector bidimensional montado en el brazo del acelerador con el eje del sistema de imagen de kV perpendicular (Varian, Elekta) o paralelo (Siemens) al del haz de radiación terapéutico. A diferencia de lo que ocurre en un TC convencional, donde se reconstruye un corte 2D a partir de señales de una matriz lineal de detectores, en este caso la tomografía se obtiene mediante rotación del detector bidimensional alrededor del paciente al mismo tiempo que el foco de RX. A partir de las diferentes proyecciones obtenidas en cada posición del detector se puede reconstruir la imagen tridimensional del paciente y, a partir de ella, cortes transversales TC.³⁰

CBCT permite la verificación diaria de la posición previa al tratamiento y la corrección en línea de los errores de configuración, lo que mejora la precisión del reposicionamiento del paciente con la posibilidad de reducir los márgenes de seguridad, preservar los órganos en riesgo y aumentar las dosis de radiación. Se puede observar una tendencia a un mejor resultado clínico.³⁵

ERRORES DE POSICIONAMIENTO (SET-UP ERROR)

Un error es algo que has hecho que se considera incorrecto, o que no debería haber sido hecho.³⁶

El error de posicionamiento (set-up) es la discrepancia entre la posición de tratamiento prevista y la actual. Comprende un componente sistemático y aleatorio. Se calcula normalmente como un cambio en la posición del campo de tratamiento cuando se compara una imagen de tratamiento con respecto a la referencia correspondiente. El error de posicionamiento (set-up) puede determinarse con relación al isocentro, los bordes de campo o ambos y puede contener información de traslación y rotación. *Anexo 10*

Error grosero

Es un error de posicionamiento (set-up) inaceptablemente grande que podría dar una subdosis a parte del volumen blanco de planificación (PTV) o sobredosis en un órgano de riesgo.

Las posibles causas pueden incluir³⁷:

- ❖ Paciente incorrecto, sitio anatómico u orientación del paciente.
- ❖ Tamaño de campo incorrecto, desplazamiento u orientación.
- ❖ Posición incorrecta del isocentro de magnitud inaceptable.

Errores sistemáticos

Los errores de posicionamiento (set-up) sistemático se producen cuando un paciente es posicionado utilizando información de posicionamiento incorrecta. Esto podría deberse a que la información se ha introducido incorrectamente en el sistema de registro / verificación, debido a la determinación inexacta del isocentro en el búnker o al posicionamiento incorrecto de los láseres dentro del búnker.³⁸

El componente sistemático de cualquier error es una desviación que ocurre en la misma dirección y es de una magnitud similar para cada fracción a lo largo del curso de tratamiento.

Individual: el error sistemático para un paciente individual es el error medio durante el curso del tratamiento.

Población: el error sistemático para un grupo de pacientes es una indicación de la dispersión de los errores medios individuales. Se calcula como la desviación estándar (DS) de la distribución de errores significativos para cada paciente individual y generalmente recibe el símbolo sigma capital Σ_{error} donde el subíndice 'error' se refiere al error particular considerado (por ejemplo, Σ_{set-up} para la medición del error sistemático de posicionamiento).³⁷

○ **Media individual de error de posicionamiento.-** es el error medio ($m_{individual}$) de posicionamiento (set-up) para un paciente individual. Se calcula sumando el error de posicionamiento (set-up) medido para cada fracción de imagen ($\Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_3 + \dots$) dividiendo por el número de fracciones de imagen (n). Esto se puede expresar mediante la fórmula:

$$m_{individual} = \frac{\Delta_1 + \Delta_2 + \dots + \Delta_n}{n}$$

○ **Media poblacional de error de posicionamiento.-** el error de posicionamiento (set-up) medio promedio (M_{pop}) es la media general para el grupo de pacientes analizados, el cual idealmente, debería ser cero. Las desviaciones significativas desde cero indican un error subyacente común a este grupo de pacientes y requiere investigación.

Este parámetro es un fuerte indicador de la eficacia de cualquier técnica de tratamiento dada y con frecuencia se omite. La ecuación es esencialmente la misma que la ecuación $m_{individual}$ con los medios para cada paciente individual

(m_1, m_2, \dots) ahora sumados y el total dividido por el número de pacientes en el grupo analizado (P).

$$M_{pob} = \frac{m_1 + m_2 + \dots + m_p}{P}$$

○ **Error sistemático de la población**

El error sistemático de la población se define como el SD (propagación) de las medias individuales de los errores de posicionamiento (set-up) sobre la media general de la población. Se calcula sumando los cuadrados de las diferencias entre la media general de la población derivada de la ecuación M_{pob} , y cada paciente individual derivado de la ecuación $m_{individual}$, a su vez.³⁷

$$\Sigma_{set-up}^2 = \frac{(m_1 - M_{pob})^2 + (m_2 - M_{pob})^2 + \dots + (m_n - M_{pob})^2}{P-1} \quad (7)$$

Se pueden introducir errores sistemáticos en el tratamiento de un paciente en las fases de localización, planificación o entrega del tratamiento. Por esta razón, estos tipos de errores a menudo se denominan errores de preparación de tratamiento.³⁹

Una vez 'congelado' en el proceso, se producirán errores sistemáticos en cada fracción de tratamiento. Los posibles errores de preparación del tratamiento se resumen a continuación⁴⁰:

- *Error de delineación del objetivo.*- esto se puede introducir cuando el CTV primero es delineado y representa la diferencia entre el CTV definido y el "ideal".
- *Posición y forma del objetivo.*- esto es un cambio en la posición y la forma del objetivo entre la delineación y el tratamiento.³⁷
- *Error de transferencia del fantoma.*- Este es el error que se acumula cuando se transfieren datos de imagen desde la localización inicial a través del sistema de planificación de tratamiento hasta el acelerador lineal. Se mide con un

fantoma de prueba y se puede subdividir en imágenes geométricas, sistema de planeo de tratamiento y errores de geometría lineal del acelerador⁴¹.

Las causas posibles incluyen diferencias en la alineación láser entre tomografía computada (CT) (simulación) y acelerador lineal (tratamiento), indicación de posición longitudinal de mesa CT, resolución de imagen, algoritmo de crecimiento de margen, posición de hoja colimador multiláminas (MLC), posición de isocentro, indicación de distancia fuente a superficie, exactitud en el ángulo del gantry y colimador.

Muchos de estos parámetros están sujetos a controles de rutina como parte de un programa de control de calidad de la máquina y esto debería garantizar que cualquier diferencia se encuentre dentro de las tolerancias permitidas, como ± 2 mm para una distancia y $\pm 1^\circ$ para una indicación de ángulo.

El error de transferencia del fantoma se clasifican como sistemáticos porque sus causas o bien no cambian (resolución de la imagen, algoritmo de margen) o se supone que varían lentamente (posición del isocentro, precisión de la posición de la hoja) y por lo tanto se toman como constantes durante la duración del tratamiento tipo.

○ *Error de posicionamiento del paciente.*- esto describe todas las causas de error de posicionamiento del tratamiento no contabilizadas por el error de transferencia del fantoma e incluye todos los errores enumerados bajo error grave. Las posibles causas incluyen cambios en la posición, forma o tamaño del paciente (por ejemplo, cambio de peso, pérdida de cabello). También abarca efectos más sutiles tales como el desplazamiento del objetivo en relación con las marcas en la piel (tatuajes) de posicionamiento causadas por la exploración por TC (simulación) y el tratamiento que se realiza en diferentes mesas.³⁷

Errores aleatorios

Los errores set-up aleatorios ocurren cuando la posición del paciente es incorrecta debido a las fluctuaciones diarias o la temperatura en la sala ligeramente diferente, por lo que los dispositivos de inmovilización tienen un pequeño cambio en su tamaño. Los errores aleatorios oscilan alrededor de un cierto punto.³⁸

El componente aleatorio de cualquier error es una desviación que puede variar en dirección y magnitud para cada fracción de tratamiento administrada.

- **Individual.**- el error aleatorio para un paciente individual es la desviación estándar (SD) de los errores medidos a lo largo del tratamiento y cuantifica la propagación de errores.³⁷

Para cada individuo, el error de posicionamiento (set-up) aleatorio ($\sigma_{individual}$) interfaccional (diario) es la desviación estándar (SD) de los errores set-up alrededor del valor individual medio (m) correspondiente derivado $m_{individual}$.⁴⁰

Se calcula sumando las diferencias de cuadrados entre la media y el error de posicionamiento (set-up) de cada imagen. Tener en cuenta que la suma resultante está dividida por el número de imágenes menos una y que la raíz cuadrada del valor resultante es necesaria para dar $\sigma_{individual}$.³⁷

$$\sigma_{individual}^2 = \frac{(\Delta_1 - m)^2 + (\Delta_2 - m)^2 + \dots \dots \dots + (\Delta_n - m)^2}{n - 1}$$

- **Error aleatorio de la población.**- el error aleatorio para un grupo de pacientes se calcula como la media de los errores aleatorios individuales y se le asigna el símbolo sigma en minúscula σ_{error} donde el subíndice 'error' se refiere al error particular considerado (por ejemplo, σ_{set-up} para la medida del error aleatorio de posicionamiento).³⁷

El error aleatorio de la población (σ_{set-up}) es la media de todos los errores aleatorios individuales ($\sigma_1, \sigma_2, \dots$). Esta ecuación supone que el número de imágenes adquiridas por paciente es idéntico o que las diferencias probables tendrán un efecto mínimo en el resultado final.³⁷

$$\sigma_{set-up} = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 + \dots + \sigma_p}{P}$$

○ Margen PTV⁴⁷

Para cubrir el CTV para el 90% de los pacientes con el 95% de isodosis (solución analítica):

$$\text{PTV margen} = 2.5 \Sigma + 0.7 \sigma$$

Σ = suma cuadrática de SD de todos los errores de preparación (sistemáticos)

σ = suma cuadrática de SD de todos los errores de ejecución (aleatorios)

• *Enclavamientos*

Para garantizar el correcto funcionamiento del acelerador, éste dispone de diferentes enclavamientos (“interlocks”), unos relacionados con las comprobaciones iniciales de la unidad antes de permitir la emisión de radiación, otros que controlan la emisión de radiación (por ej. la variación de la tasa de dosis absorbida) y otros relacionados con la seguridad, tanto eléctrica como radiológica.

• *Mesa de tratamiento*

Aunque la mesa de tratamiento puede parecer, a priori, un elemento con poca importancia al no influir su diseño en las características de los haces, desde el punto de vista práctico sí es importante pues un mal diseño puede limitar de forma importante la planificación de un tratamiento. Esto puede deberse bien a su tamaño, posición o bien a que contenga elementos metálicos que impidan la entrada de los haces a determinadas angulaciones del brazo. Se han diseñado

mesas construidas con fibra de carbono que no tienen las limitaciones mencionadas y presentan unas características adecuadas debido a la escasa atenuación que producen en los haces de fotones.

- *Dispositivos de inmovilización*

Para poder reproducir fielmente la posición del paciente en la mesa de tratamiento respecto a la que tenía en el momento de adquirir las imágenes TC usadas para la simulación virtual (o, en su caso, el simulador convencional) es necesario usar en ambas etapas (toma de imágenes y tratamiento) dispositivos de inmovilización que se han diseñado para distintas partes del cuerpo. *Anexo 11*

Es necesario obtener imágenes en la posición en que se coloca el paciente para su tratamiento y compararlas con las de referencia (simulación). Con dicho fin, uno de los equipos adicionales de los que puede disponer un acelerador lineal de electrones es un sistema de formación de imagen usando como fuente de radiación los fotones generados en la propia máquina. En los últimos años, como veremos más tarde, se han fabricado aceleradores con equipos adicionales que permiten obtener imágenes con RX de energías dentro del rango usado en diagnóstico, lo que conduce a un mejor contraste de los tejidos blandos. Dichas imágenes sirven, en caso de no concordancia con la imagen de referencia, para corregir la posición de la mesa de tratamiento y recentrar el volumen a tratar en su posición correcta.

Las imágenes de la zona del paciente que se irradia, tomadas con el haz de tratamiento se llaman portales. Permiten ver y cuantificar la posición de estructuras anatómicas en el campo de radiación. Como fuente de radiación se usa normalmente el haz de fotones de menor energía de la propia unidad de tratamiento. Pese a ello, el contraste de la imagen es menor que el de la imagen diagnóstica con RX que se hace con fotones de mucha menor energía.

Existen dos tipos de imágenes portales:

- De localización. Se toman antes de iniciar el tratamiento, suministrando una dosis absorbida pequeña. Su finalidad es comprobar que la irradiación del paciente se va a llevar a cabo según lo planificado previamente, para lo cual, esta imagen se compara con la obtenida en la simulación del tratamiento o con la radiografía reconstruida digitalmente en un sistema de planificación.
- De verificación. Es una imagen formada acumulando la información durante toda la duración del tratamiento a través del haz considerado. Su finalidad es comprobar que la irradiación del paciente se ha llevado a cabo según lo planificado previamente.³⁰

Personal de salud

- Médico Oncólogo Radioterápico

Es el médico especialista en oncología radioterápica y el responsable del tratamiento. Se encarga, no sólo de prescribirlo, sino de evaluar la situación general, realizar las revisiones periódicas de control y atenderlo durante todo el proceso.

- Físico Médico

Suele ser el gran desconocido del servicio de radioterapia.

Trabaja conjuntamente con el oncólogo radioterápico, especialmente en la planificación del tratamiento y es el responsable de hacer los cálculos de las dosis prescritas por el médico. También, es el encargado que los aparatos tengan una precisión óptima.

En algunas ocasiones mide las dosis de radiaciones sobre los pacientes, aunque suele hacer su trabajo “entre bastidores”.

- Enfermería

Se encargan de atender las necesidades diarias y asesorar para solucionar los problemas más sencillos derivados del tratamiento. Asimismo, son los responsables de realizar las curas que sean necesarias durante el tratamiento.

- Tecnólogo Médico en radiología

Es el responsable de llevar a cabo el tratamiento diario prescrito por el médico. Habitualmente, es el profesional que sitúa al paciente en la mesa de tratamiento, controlando que éste se realice siempre bajo las mismas condiciones (previstas en la simulación) todos los días. Asimismo, es el nexo de unión con la enfermera especializada y el médico.⁴²

Garantía de seguridad

Antes que se administre, el oncólogo radioterapeuta, en colaboración con el dosimetrista y el físico médico, aprueba y desarrolla el tratamiento.

La verificación de calidad del acelerador lineal también es muy importante. Todas las mañanas, antes de iniciar los tratamientos, el Tecnólogo Médico realiza verificaciones en la máquina, usando un equipo denominado "rastreador", para asegurar que la intensidad de la radiación sea uniforme a través del haz y que esté funcionando correctamente. Además, el físico médico revisa de manera más minuciosa, mensual y anualmente. El acelerador lineal y el equipo de control de la dosificación.

Durante el tratamiento, el Tecnólogo Médico observa constantemente al paciente utilizando un monitor de televisión de circuito cerrado. Se observan, en forma regular las películas de entrada (radiografías tomadas con el haz de tratamiento) u otras herramientas de imágenes, tales como la TC de haz cónico, para cerciorarse de que la posición del haz no se desvíe del plan original.

El acelerador lineal se encuentra en una sala con paredes de plomo y concreto de manera tal que los rayos X de alta energía queden adentro de la sala y que ninguna persona afuera de la habitación quede expuesta a los rayos X.⁴³

- *Ejes de coordenadas:*

Como método de control de calidad que permite seguridad en la reproducibilidad diaria del posicionamiento del paciente y la cobertura del volumen blanco. Este control de calidad, se hace con el sistema de coordenadas X, Y, Z, para comparar las imágenes tomadas en el equipo de tratamiento y las enviadas.

EJE Z.- Representa la coordenada vertical, formando un plano que divide al cuerpo en anterior y posterior.

EJE Y.- Representa la coordenada longitudinal, formando un plano que divide al cuerpo en superior e inferior.

EJE X.- Representa la coordenada lateral, formando un plano que divide al cuerpo en derecho e izquierdo.⁴⁴ *Anexo 12*

1.4.2 Definición de términos:

- **Error:** Es la diferencia que surge entre una medición y la realidad. Pueden cometerse tanto errores de cálculo (producto de un fallo en una operación matemática) como experimentales (ya que resulta imposible ejercer un control preciso de alguna variable) o de aproximación).
- **Set-up error:** Error de posicionamiento (set-up) se utiliza para describir la discrepancia entre la posición de tratamiento previsto y real.
- **Error sistemático:** El componente sistemático de cualquier error es una desviación que se produce en la misma dirección y es de una magnitud similar para cada fracción en el curso del tratamiento.
- **Error aleatorio:** El componente aleatorio de cualquier error es una desviación que puede variar en dirección y magnitud para cada fracción de tratamiento entregado.

- ***Tomografía Computarizada de Haz Cónico:*** Tomografía Computarizada que emite el haz de Rx en forma cónica, con una única rotación de 360 grados, se expone toda la zona a explorar y se consiguen todas las proyecciones necesarias para crear finalmente la reconstrucción tras el proceso de computarizado.
- ***Cáncer de mama:*** Es el cáncer que comienza en los tejidos mamarios.
- ***Radioterapia:*** Es un tratamiento con radiación ionizante utilizado para destruir las células cancerosas y retardar el crecimiento del tumor sin dañar el tejido sano cercano.

1.4.3 Formulación de la hipótesis

El error de posicionamiento hallado mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia en el periodo de agosto a diciembre del año 2017 son mayores a 4 mm en el eje X, en el eje Z 3 mm y en el eje Y 5 mm.

CAPÍTULO II

MÉTODOS

2.1 DISEÑO METODOLÓGICO

2.1.1. Tipo de investigación

Enfoque del estudio: Cuantitativo.

Tipo del estudio: observacional, retrospectivo, de corte transversal.

2.1.2. Diseño de la investigación

El diseño de la investigación es descriptivo.

2.1.3. Población

Imágenes de pacientes con diagnóstico de cáncer de mama tratados con radioterapia en el Centro Privado de Radioterapia Oncológica “Radioncología” – Oncosalud en el periodo de agosto a diciembre del año 2017.

2.1.4. Muestra y muestreo

Tamaño de Muestra: Imágenes de 30 pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia en el acelerador lineal Infinity de agosto a diciembre del 2017 en el Centro Privado de Radioterapia Oncológica “Radioncología” – Oncosalud con imágenes de verificación por tomografía computada de haz cónico durante su tratamiento. Se excluyeron a 10 pacientes debido a que no cumplieron con los criterios de selección.

Muestreo: El tipo de muestreo para esta investigación fue no probabilístico por conveniencia. Las imágenes de pacientes que fueron seleccionados según los criterios de inclusión y exclusión considerados en esta investigación.

2.1.4.1 Criterios de inclusión

Imágenes de pacientes con cáncer de mama tratados en el acelerador lineal Infinity.

Imágenes de pacientes con cáncer mama con imágenes volumétricas por rayos X de Tomografía computada de haz cónico (CBCT).

Imágenes de pacientes con un mínimo de 6 imágenes de tomografía computada de haz cónico (CBCT) durante todo su tratamiento.

2.1.4.2 Criterios de exclusión

Imágenes de pacientes tratados en el acelerador lineal Synergy.

Imágenes de pacientes con Imágenes IV (Imagen View).

Imágenes de pacientes con menos de 6 imágenes por tomografía computada de haz cónico (CBCT) durante todo su tratamiento.

2.1.5. Variables

Variable de estudio:

Errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico

Dimensiones:

Sistemático

Aleatorio

2.1.6. Técnica e instrumento de recolección de datos

Técnicas

La técnica a utilizar en esta investigación fue el análisis documental ya que se revisaron las imágenes de los pacientes con cáncer de mama y el instrumento que se utilizó fue una ficha de recolección de datos, que se ha elaborado en Microsoft Excel 2013, donde se anotaron los desplazamientos realizados en los ejes X, Y, Z para corregir los errores de posicionamiento. (Ver *Anexo 10*)

2.1.7. Procedimientos y análisis de datos

Procedimiento de recolección de datos

Con la aprobación del proyecto por la Escuela Profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos se envió una solicitud al Director médico del Centro Privado de Radioterapia Oncológica "Radioncología" para obtener autorización y facilidades en la recolección de datos. (Ver *Anexo 14*)

Aprobada esta solicitud se recolectó los datos del ordenador XVI (X-ray Volume Imaging) de la sala de trabajo donde se guardaban las imágenes de tomografía computada de haz cónico de pacientes tratados durante el periodo de estudio, para ello se seleccionaron las imágenes de los pacientes de acuerdo a los criterios de inclusión y exclusión. En la ficha de recolección de datos se anotaron los errores de posicionamiento en los ejes de coordenadas X, Y, Z. (Ver *Anexo 10*)

Los datos fueron ingresados al programa Excel para su posterior análisis.

Análisis de datos

En cuanto al análisis de la información se tuvo que realizar una estadística descriptiva, teniendo en consideración que las variables son cuantitativas,

por ende, se realizó estimaciones de medidas de dispersión (desviación estándar) y tendencia central (medias o promedios). Cabe mencionar que para poder evaluar los errores de posicionamiento se utilizarán las siguientes fórmulas:

- Errores sistemáticos de posicionamiento

Media individual de error de posicionamiento

$$m_{individual} = \frac{\Delta_1 + \Delta_2 + \dots + \Delta_n}{n}$$

Media poblacional de error de posicionamiento

$$M_{pob} = \frac{m_1 + m_2 + \dots + m_p}{P}$$

Error sistemático de la población

$$\Sigma_{set-up}^2 = \frac{(m_1 - M_{pob})^2 + (m_2 - M_{pob})^2 + \dots + (m_n - M_{pob})^2}{P - 1}$$

- Errores aleatorios de posicionamiento

Error aleatorio individual

$$\sigma_{individual}^2 = \frac{(\Delta_1 - m)^2 + (\Delta_2 - m)^2 + \dots + (\Delta_n - m)^2}{n - 1}$$

Error aleatorio de la población

$$\sigma_{set-up} = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 + \dots + \sigma_p}{P}$$

Una vez obtenida la información, el formato de las tablas se realizó a través del programa Microsoft Excel 2013 así como los gráficos respectivos.

2.1.8. Consideraciones éticas

- **PARTICIPACION DE SERES HUMANOS**

El estudio NO involucró la participación (o inclusión de muestras) de seres humanos, pues sólo se trabajó con las imágenes de tratamiento que se encuentran almacenadas en el sistema PACS.

- **PROCESO DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO**

El estudio no necesitó de la elaboración de un consentimiento informado.

Para acceder a las imágenes se realizó un documento escrito hacia el personal encargado de la administración del PACS pidiendo permiso de contar con dichas imágenes para separar la muestra del estudio.

- **CONFIDENCIALIDAD DE LA INFORMACIÓN OBTENIDA**

La información recopilada se manejó confidencialmente utilizando claves de uso a la que tuvo acceso solamente el investigador principal.

El análisis de la información, trabajo estadístico y publicaciones que generó esta investigación, no incluyó los nombres de las pacientes a las que pertenecen las imágenes y los tecnólogos médicos que realizaron el procedimiento; lo que permitió se mantenga la privacidad de los mismos.

CAPÍTULO III

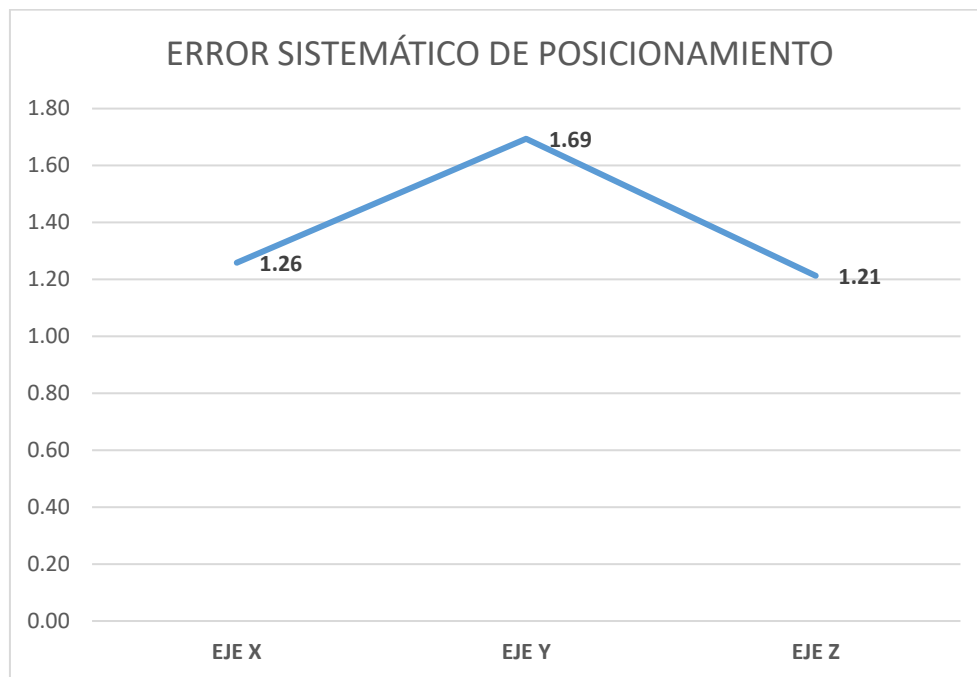
RESULTADOS

RESULTADOS

Tabla N°1: Errores sistemáticos de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia.

ERROR SISTEMÁTICO DE POSICIONAMIENTO	M
EJE X	1.26
EJE Y	1.69
EJE Z	1.21

Gráfico N°1: Errores sistemáticos de posicionamiento

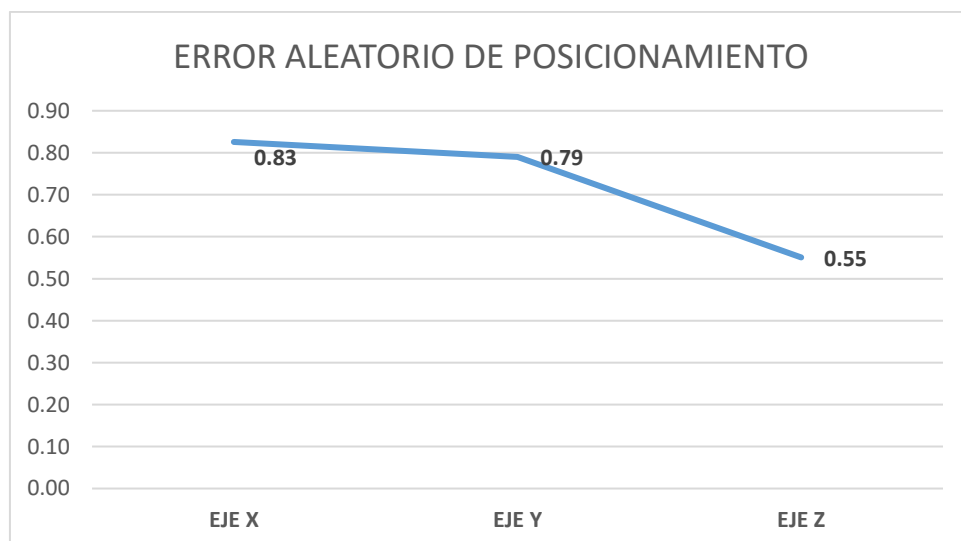


En la Tabla N°1 y Gráfico N°1 se evidencia el error sistemático de posicionamiento hallado mediante tomografía computada de haz cónico, donde la media en el eje X fue de 1.26, en el eje Y fue de 1.69 y en el eje Z fue de 1.21.

Tabla N°2: Errores aleatorios de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico.

ERROR ALEATORIO DE POSICIONAMIENTO	M
EJE X	0.83
EJE Y	0.79
EJE Z	0.55

Gráfico N°2: Errores aleatorios de posicionamiento

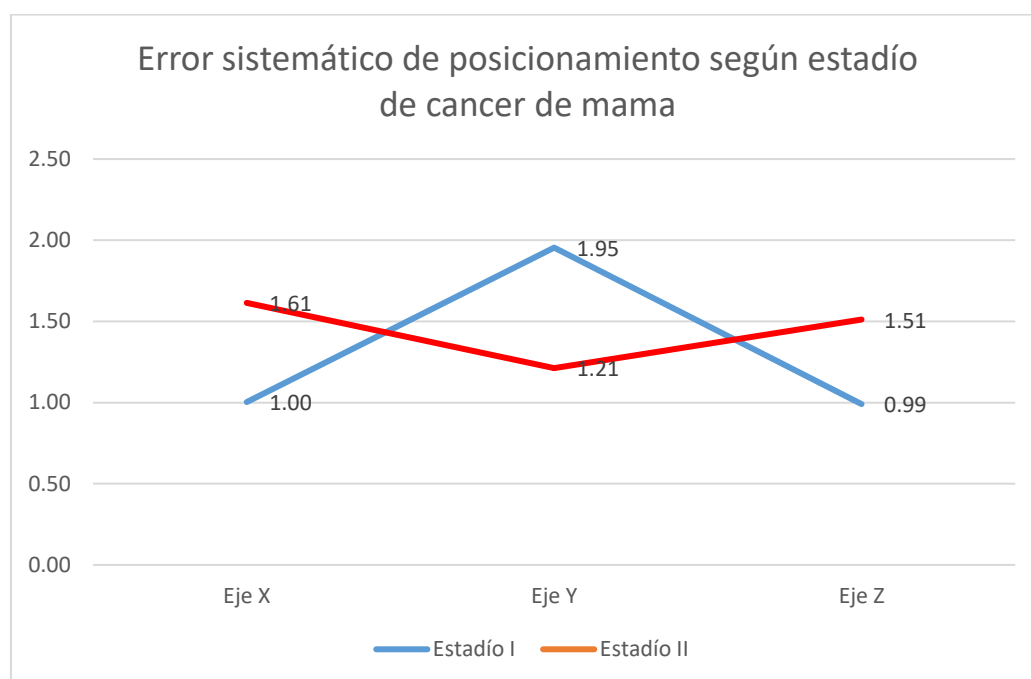


En la Tabla N°2 y Gráfico N°2 se demuestran los errores aleatorios de posicionamiento, donde la media en el eje X fue de 0.83, en el eje Y fue de 0.79 y en el eje Z fue de 0.55.

Tabla N°3: Errores de posicionamiento sistemático según estadio de cáncer hallados mediante tomografía computada de haz cónico.

Error sistemático de posicionamiento	Estadio de cáncer de mama	
	Estadio I	Estadio II
Eje X	1.00	1.61
Eje Y	1.95	1.21
Eje Z	0.99	1.51

Gráfico N°3: Errores sistemáticos de posicionamiento según estadio del cáncer de mama.

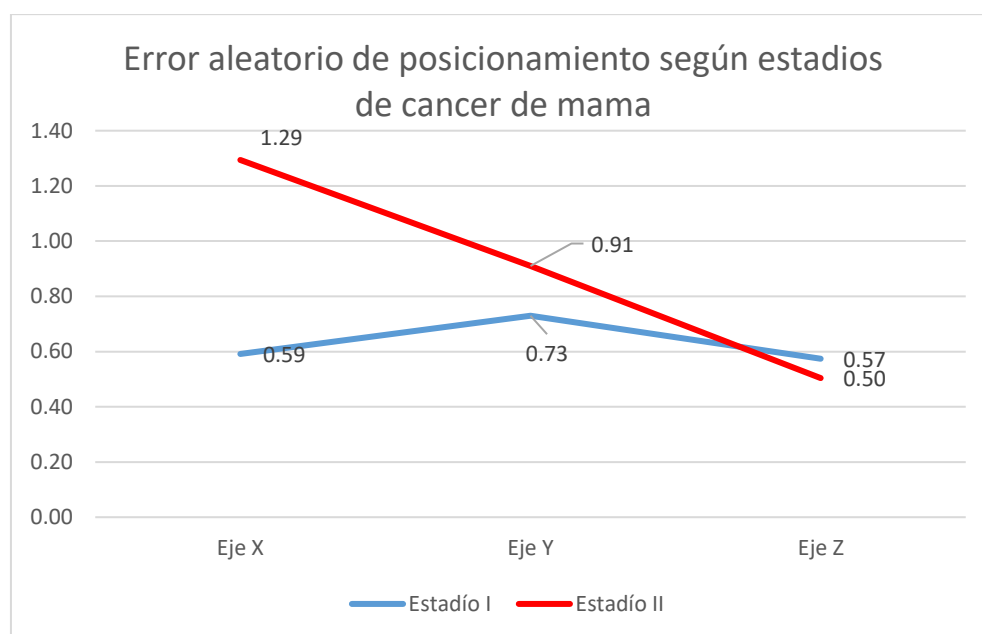


En la Tabla N°3 y Gráfico N°3 se observan los errores sistemáticos de posicionamiento según estadio del cáncer de mama, hallándose que en el estadio I, la media de errores sistemáticos de posicionamiento fue 1.00 en el eje X, 1.95 en el eje Y y 0.99 en el eje Z, mientras que en el estadio II, el error sistemático de posicionamiento fue 1.61 en el eje X, 1.21 en el eje Y y 1.51 en eje Z.

Tabla N°4: Errores aleatorios de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico según estadio del cáncer de mama.

Error aleatorio de posicionamiento	Estadío de cáncer de mama	
	Estadío I	Estadío II
Eje X	0.59	1.29
Eje Y	0.73	0.91
Eje Z	0.57	0.50

Gráfico N°4: Errores aleatorios de posicionamiento según estadio del cáncer de mama.



En la Tabla N°4 y Gráfico N°4 se muestran los errores aleatorios de posicionamiento según estadio del cáncer de mama, donde en el estadio I, la media de errores aleatorios de posicionamiento en el eje X fue de 0.59, en el eje Y fue de 0.73 y en el eje Z fue de 0.57, en cambio en el estadio II, el error aleatorio de posicionamiento fue de 1.29 en el eje X, en el eje Y fue de 0.91 y en eje Z fue de 0.50.

Tabla N°5: Volumen Blanco de Planificación para la población investigada.

PTV	M
EJE X	3.72
EJE Y	4.79
EJE Z	3.42

El Volumen Blanco de Planificación para pacientes con cáncer mama tratadas con radioterapia en el acelerador lineal Synergy de Agosto a Diciembre del 2017 en el centro privado de radioterapia Oncológica “Radioncología”- Oncosalud fue 3.72 en el eje X, 4.79 en el eje Y, y 3.42 en el eje Z.

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN

El posicionamiento del paciente con tratamiento en radioterapia es un apartado de gran relevancia, ya que de ello depende la efectividad del tratamiento y evita que las radiaciones emitidas se difundan en otras estructuras del cuerpo, pudiendo ser perjudiciales para el paciente.

El error sistemático se observa al comparar las imágenes del scanner de planificación y la posición media del órgano durante el tratamiento, el cual en los últimos años ha adquirido mayor conocimiento y ha despertado creciente interés.⁴⁵ Se encuentra en una misma dirección y magnitud y se produce por la información incorrecta del posicionamiento, el cambio de peso del paciente, la pérdida de pelo, etc.⁴⁶

En el presente trabajo se encontró que el error sistemático de posicionamiento hallado mediante tomografía computada de haz cónico, fue de 1.26 mm en el eje X, de 1.69 mm en el eje Y y de 1.21 mm en el eje Z, lo cual demuestra que el desplazamiento de la imagen está dentro de los rangos normales (es decir, menor o igual a 3 mm), por tanto el posicionamiento del paciente hallado mediante tomografía computada de haz cónico no generará daños a los órganos al momento de recibir las radiaciones producto de la radioterapia. Mientras que en el estudio realizado por Strbac et al., a pesar que se tomó en cuenta otras regiones del cuerpo, se encontró que las desviaciones estándar de los errores sistemáticos de posicionamiento (S) de cabeza y cuello uterino oscilaron entre 1,51 y 1,93 mm.

Acerca del error aleatorio, es decir aquel que se desencadena por las fluctuaciones a diario, la temperatura de la sala que repercute en el tamaño de los dispositivos, entre otros. Se encuentran en diferentes direcciones y magnitudes para cada fracción de tratamiento.^{38, 46}

En la presente investigación, se halló que el error aleatorio de posicionamiento en el eje X fue de 0.83mm, en el eje Y fue de 0.79mm y en el eje Z fue de 0.55mm, es decir que el desplazamiento de la imagen estuvo dentro de los rangos normales, sin ocasionar efectos a los órganos cercanos. En cambio, en el estudio de Strbac et al., se evidenció que las desviaciones estándar de los errores de posicionamiento aleatorios de cabeza y cuello uterino se encontraban entre 1,77 y 1,86 mm.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Los errores sistemáticos de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico fueron de 1.26mm en el eje X, de 1.69mm en el eje Y y de 1.21mm en el eje Z.

Los errores aleatorios de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico fueron de 0.83mm en el eje X, de 0.79mm en el eje Y y de 0.55mm en el eje Z.

Los errores sistemáticos de posicionamiento según estadio de cáncer de mama fueron: en el estadio I 1.00mm en el eje X, 1.95mm en el eje Y y 0.99mm en el eje Z, mientras que en el estadio II fueron de 1.61mm en el eje X, 1.21mm en el eje Y y 1.51mm en el eje Z. Los errores aleatorios de posicionamiento en el estadio I del cáncer de mama fueron 0.59mm en eje X, 0.73mm en eje Y y 0.57mm en el eje Z, en cambio en el estadio II fueron 1.29mm en el eje X, 0.91mm en el eje Y y 0.50mm en el eje Z.

El Volumen Blanco de evaluado mediante tomografía computada de haz cónico tuvo una medida de 3.72mm en el eje X, 4.79 mm en el eje Y, y 3.42 mm en el eje Z.

Recomendaciones

Se debería ajustar las tolerancias de error de posicionamiento, pues que, como hemos evaluado en el estudio, este, en estadios tempranos de cáncer, es menos aceptado por la literatura.

Se sugiere considerar los resultados obtenidos en la investigación, como posible punto de referencia, para el cálculo del PTV (volumen blanco) en esta institución.

Se recomienda realizar un estudio donde se evalúe los errores en otras regiones, ya sea a nivel clavicular o supraclavicular, es decir en estadios más avanzados, con el propósito de poder compararlos con los resultados de la presente investigación.

Se sugiere realizar estudios donde se evalúen los errores de posicionamiento en pacientes obesas.

Se recomienda realizar estudios donde se relacione el tamaño de mama con el error de posicionamiento.

Se sugiere el trabajo en equipo de las diferentes disciplinas de salud que intervienen, de modo que se eduque al paciente, desde la simulación hasta el final del tratamiento, evitando así los errores de posicionamiento en el tratamiento con radioterapia

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Organización Panamericana de la Salud. Área de análisis de salud y sistemas de información sanitaria [base de datos en Internet]. Incidencia estimada de neoplasias malignas de mama de la mujer, ajustada por 100 000 habitantes 2007; [citado 12 Sep 2012]. Disponible en: <http://www.paho.org/spanish/dd/ais/coredata.htm>.
2. Organización Mundial de la Salud. Cáncer [Online]. Ginebra: Organización Mundial de la Salud; 2017. [Acceso el 09 de Noviembre del 2017]. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/>.
3. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. [Online]. 2013 [Acceso el 13 de Setiembre del 2016]. Disponible en: <http://www.inen.sld.pe/portal/estadisticas/datos-epidemiologicos.html>.
4. Ministerio de Salud. Registro de Cáncer de Lima Metropolitana. Incidencia y Morbilidad 2010-2012. INEN, 2016
5. American Society of Clinical Oncology. Radioterapia. Asco, 2018. Disponible en: <https://www.cancer.net/es/desplazarse-por-atenci%C3%B3n-del-c%C3%A1ncer/c%C3%B3mo-se-trata-el-c%C3%A1ncer/radioterapia/qu%C3%A9-es-la-radioterapia>.
6. Radiological Society of North América. Radioterapia de intensidad modulada (IMRT). RSNA, 2016. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=imrt>
7. The Royal College of Radiologists. On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy London. Institute of Physics and Engineering in Medicine; Society and College of Radiographers 2008. p. 29-30.
8. Gerrets S, Kroon L, Buijs M, Remeijer P. The inter-fraction variation of the supraclavicular- and the axilla-area in breast cancer patients. En ESTRO; 2017 Mayo; Vienna. p. S899.
9. Laaksomaa M, Kapanen M, Skyttä T, Peltola S, Hyödynmaa S, Kellokumpu P. Estimation of optimal matching position for orthogonal kV setup images and minimal setup margins in radiotherapy of whole breast and lymph node areas. Reports of Practical Oncology & Radiotherapy [Online Magazine]. 2014 Marzo [Access on May 20, 2017]; 19(6): 369-75. doi: 10.1016/j.rpor.2014.05.001.
10. Navarro E. Evaluación de la coincidencia entre el isocentro de la imagen de simulación y verificación, en el tratamiento con radioterapia del cáncer de cuello

- uterino [Tesis de licenciatura]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Facultad de Medicina; 2013. [Acceso el 02 de junio del 2017]. Disponible en: http://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/cybertesis/3927/Navarro_me.pdf?sequence=1&isAllowed=y
11. Velásquez D, Quispe I. Cuantificación de la reproducibilidad del posicionamiento en pacientes que reciben Radioterapia con dispositivos de inmovilización para tratamientos con VMAT utilizando DRR y CBCT. Cusco: XIV International Symposium on Solid State Dosimetry; 2014. [Acceso el 02 de junio del 2017] Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/46/021/46021479.pdf
 12. Ballesteros P. Análisis de Márgenes de Tratamiento en Radioneurocirugía con Arcos Circulares. 2011.
 13. Strbac B, Jokic V. Evaluation of set-up errors in head and neck radiotherapy using electronic portal imaging. Physics Medical [Online Magazine]. 2013 Sep [Access on Jul 21, 2017]; 29(5): 531–536. doi: 10.1016/j.ejmp.2012.12.001.
 14. Giordani AJ, Souza Dias R, Comodo Segreto HR, Araujo Segreto R. Acurácia na reproducibilidade do posicionamento diario de pacientes submetidos a radioterapia conformada (RT 3D) para câncer de próstata. Radiologia Brasileira [Online Magazine]. 2010 Julio - Agosto [Access on Jul 22, 2017]; 43(4): 236-240. Available in: <http://repositorio.unifesp.br/bitstream/handle/11600/5862/S0100-39842010000400007.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
 15. Romero P., Vilafranca E., Rico M., Manterola A., Vila M.T., Domínguez M.A. Radioterapia guiada por imagen. Impacto clínico. Anales Sis San Navarra. 2009; 32, supl.2.
 16. Alcaráz M. Tema 7. Glándula Mamaria. [Internet]. [Acceso el 25 de Setiembre del 2017]. Disponible en: <https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?id=lecciones&cache...mama3...>
 17. Pairazamán M. Anatomía y fisiología de la glándula mamaria [Internet]. [Acceso el 25 de Setiembre del 2017]. Disponible en: http://www.academia.edu/7690656/ANATOMIA_Y_FISIOLOGIA_DE_LA_GLANDULA_MAMARIA

18. Asociación Española Contra el Cáncer (AECC). ¿Qué es el cáncer de mama? [Internet]. [Acceso el 25 de Setiembre del 2017]. Disponible en: <https://www.aecc.es/SOBREELCANCER/CANCERPORLOCALIZACION/CANCER MAMA/Paginas/quees.aspx>.
19. Centros para el Control y Prevención de Enfermedades. ¿Qué es el cáncer de mama? 2017 [Acceso el 25 de Setiembre del 2017]. Disponible en: https://www.cdc.gov/spanish/cancer/breast/basic_info/what-is-breast-cancer.htm.
20. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Datos epidemiológicos [Internet]. 2017 [Acceso el 15 de Setiembre del 2017]. Disponible en: <http://portal.inen.sld.pe/indicadores-anuales-de-gestion-produccion-hospitalaria/>.
21. Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades. Tasas de cáncer de mama por raza y grupo étnico. 2017 [Acceso el 22 de Setiembre del 2017]. Disponible en: <https://www.cdc.gov/spanish/cancer/breast/statistics/race.htm>
22. American Cancer Society. Cancer Fact & Figures. Atlanta: American Cancer Society; 2017.
23. Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Registro de cáncer de Lima Metropolitana. Incidencia y mortalidad 2010-2012. Payet E, Pérez P, Poquioma E, Díaz E, editors. Lima; 2016.
24. American Joint Committee on Cancer. Clasificación TNM. En Greene F, Page Dea, editors. Cancer Staging Manual. 6th ed. Chicago; 2002.
25. Hernández B. Semiología. Clasificación Bi-rads. Mamografía, ecografía y RM [PDF]. [Acceso el 22 de Setiembre del 2017]. Disponible en: https://aps2puce.wikispaces.com/file/view/GE120EM03_Riradd.pdf.
26. Iturbide DMCOd. El Sistema BI-RADS Revisión y actualización. México: Hospital Ángeles del Pedregal.
27. Instituto de Técnicas Avanzadas contra el Cáncer. Radioterapia en 6 modalidades [Internet]; 2015 [Acceso el 15 de setiembre del 2017]. Disponible en: <https://itaccancer.es/es/noticias/imrt-igrt-sbrt-radioterapia-en-6-modalidades>.
28. Centro de Control de Cáncer. Radioterapia Tridimensional Conformada (3D). 2015 [Acceso el 20 de setiembre del 2017]. Disponible en: http://centrodecontroldecancer.com/?page_id=557.

29. Asociación Española Contra el Cáncer (AECC). ¿Qué es la radioterapia? Asociación Española Contra el Cáncer, editor. Madrid; 2011.
30. Sociedad Española de Física Médica. Fundamentos de Física Médica. En Lizuain Arroyo MC, editor. Radioterapia externa I, bases físicas, equipos, determinación de dosis absorbida y programa de garantía de calidad. Andalucía. p. 61-73.
31. Universidad de Oxford. The International Commission on Radiation Units and Measurament. Journal of the ICRU. En Report 83; 2010. p. 41-53.
32. Sociedad Española de Física Médica. Radioterapia externa I, bases físicas, equipos, determinación de dosis absorbida y programa de garantía de calidad. En Lizuain Arroyo MC, editor. Fundamentos de Física Médica. ADI ed. Andalucía; España.
33. Elekta. Comprehensive image-guided radiation therapy system with VMAT [Online]. 2017 [Acceso el 12 de noviembre del 2017]. Disponible en: <https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/elekta-infinity/>.
34. AJaffray D, Siewerdsen J, Wong J, Martinez A. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics. 2002 Agosto; 53(5): 1337-1349.
35. Boda-Heggemann J, Lohr F, Wenz F, Flentje M. kV Cone-Beam CT-Based IGRT. Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics. 2011 Mayo; 187(5): p. 284–291.
36. Collins. Definition of 'error' [Online]. [Acceso el 25 de setiembre del 2017]. Disponible en: <https://www.collinsdictionary.com/dictionary/english/error>.
37. The Royal College of Radiologists; Institute of Physics and Engineering in Medicine; Society and College of Radiographers. On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy London; 2008. p. 9-15.
38. OzRadOnc. 5.5 - Errors In Radiotherapy Setup [Internet]. [Acceso el 20 de setiembre del 2017]. Disponible en: <http://ozradonc.wikidot.com/errors-in-radiotherapy>.
39. Van Herk M RPRCLJ. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. International Journal of radiation oncology, biology and physic. 2014 Julio; 47(4): p. 1121-35.
40. The British Institute of Radiology. Geometric Uncertainties in Radiotherapy: Defining the Planing Target Volume. BIR. 2003.
41. The British Institute of Radiology. Technical overview of geometric uncertainties in radiotherapy. BIR. 2006; 45(2).

42. Asociación Española Contra el Cáncer. ¿Qué es la radioterapia? Cáncer AECE, editor. Madrid; 2011.
43. Radiological Society of North America. Acelerador lineal. 2017 [Acceso el 20 de setiembre del 2017]. Disponible desde: <https://www.radiologyinfo.org/sp/pdf/linac.pdf>.
44. Velásquez D, Quispe I. Cuantificación de la reproducibilidad del posicionamiento en pacientes que reciben Radioterapia con dispositivos de inmovilización para tratamientos con VMAT utilizando DRR y CBCT. Cusco: XIV International Symposium on Solid State Dosimetry; 2014. [Acceso el 02 de junio del 2017] Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/46/021/46021479.pdf
45. Schiappacasse L, Marsiglia H. Movimientos de órganos y del paciente. Oncología [Revista en Internet]. 2004 [Acceso el 20 de abril del 2018]; 27(6): 335-337. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/onco/v27n6/06.pdf>
46. Montes E. Estimación de márgenes en Radioterapia. [diapositivas] España: Institut Català d'Oncologia; 2016.
47. Van M. Margins and margin recipes. 2011. The Netherlands Cancer Institute. Disponible en: https://www.aapm.org/meetings/2011ss/documents/vanherk_aapmsummerschool2011.pdf

ANEXOS

ANEXO 1: IMÁGENES

Imagen 1: Anatomía de la glándula mamaria

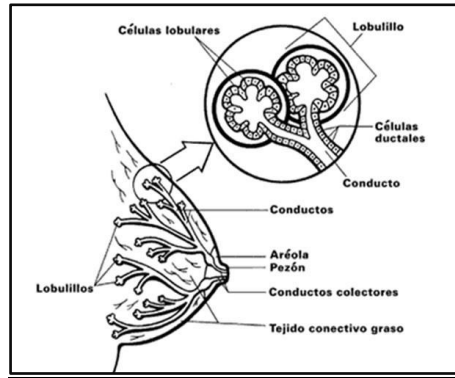


Imagen 2: Epidemiología

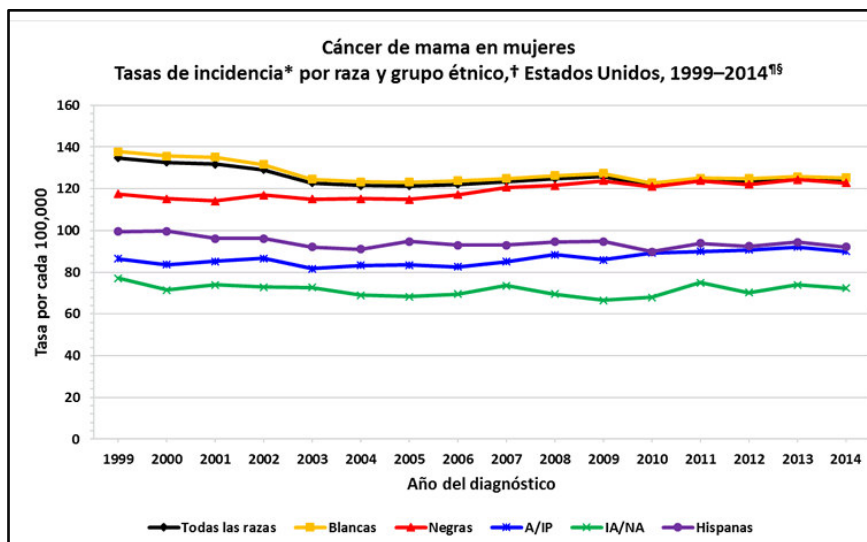


Imagen 3: Braquiterapia

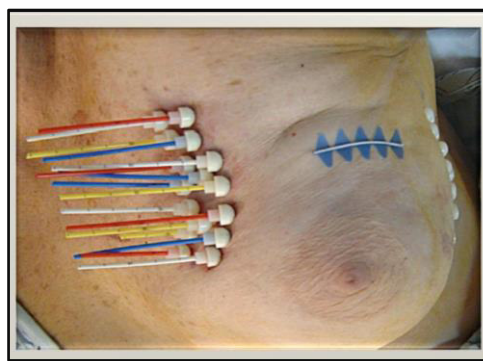
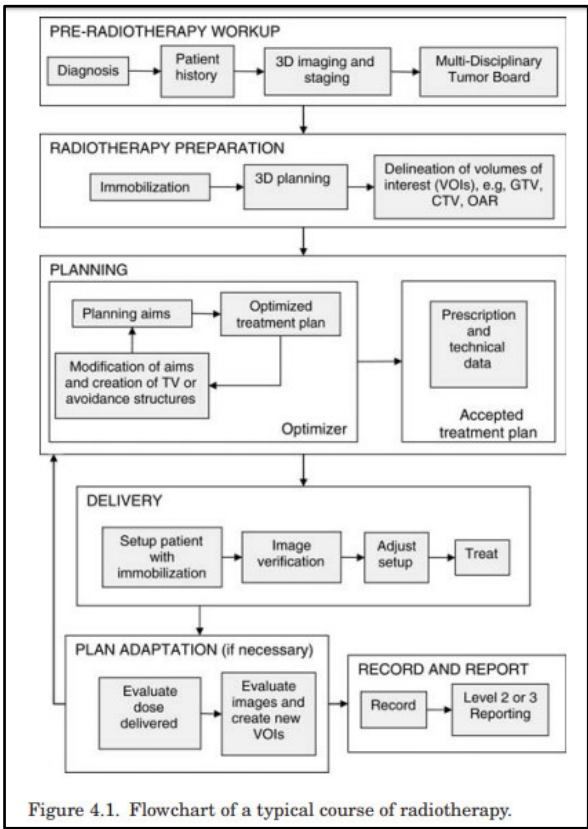


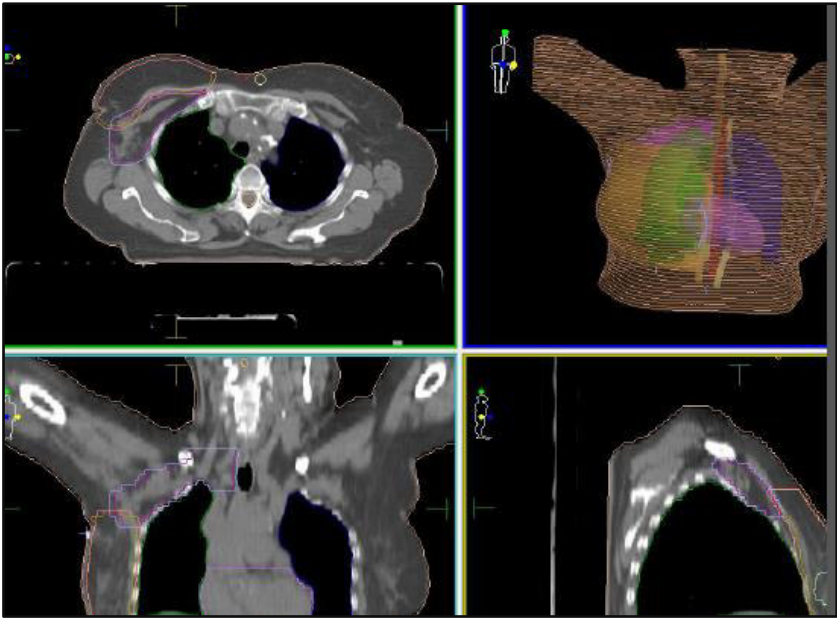
Imagen 4: Radioterapia externa



ANEXO 2: FLUXOGRAMA

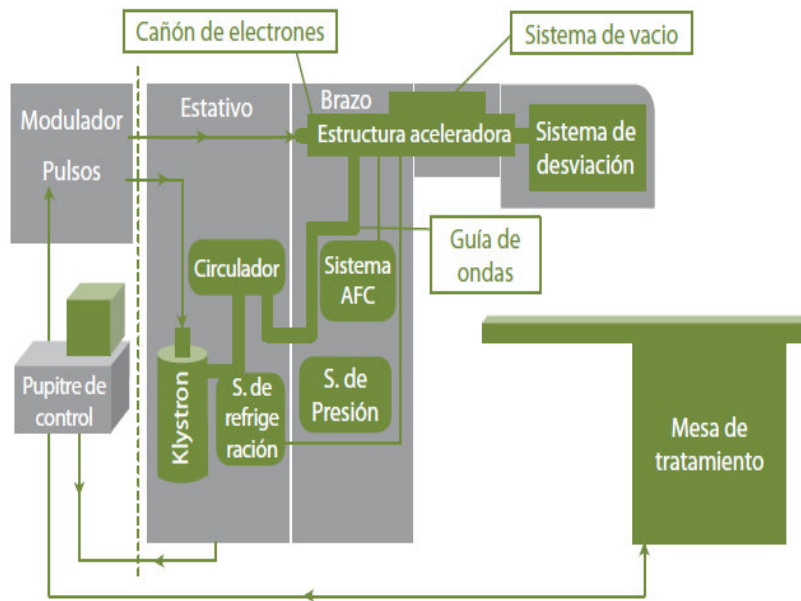


ANEXO 3: IMÁGENES TOMOGRAFICAS



ANEXO 4

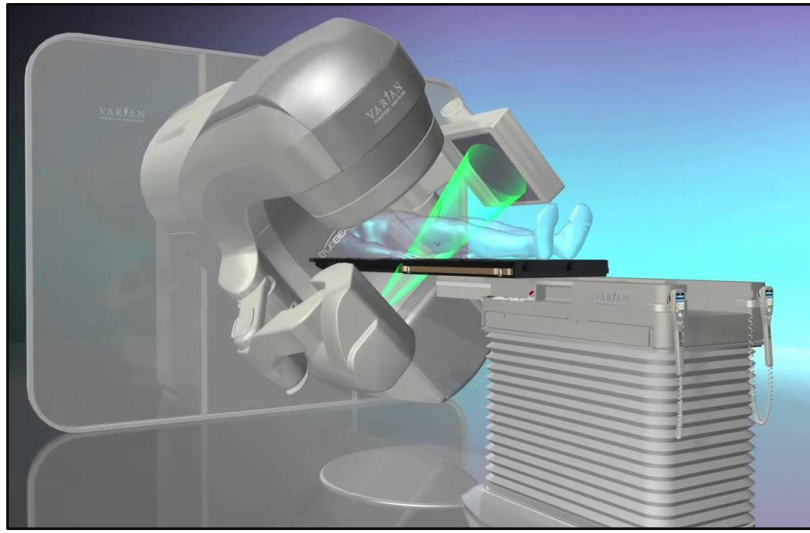
Componentes del acelerador lineal



ANEXO 5: TOMOGRAFO UTILIZADO PARA EL TRATAMIENTO

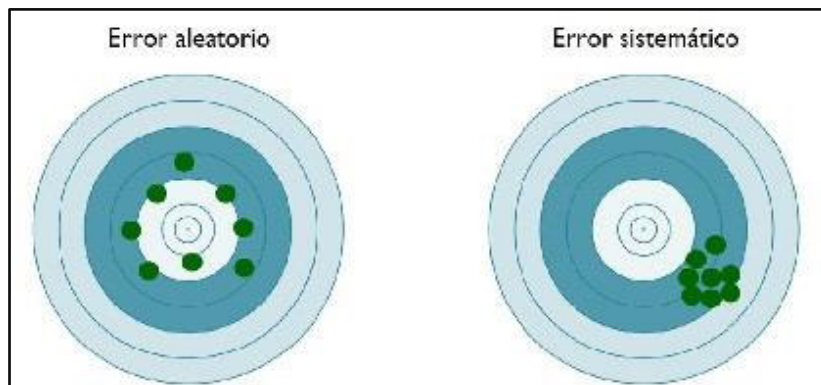


ANEXO 6



ANEXO 7

Errores de posicionamiento: Sistemáticos y aleatorios



ANEXO 8

Sistemas de inmovilización

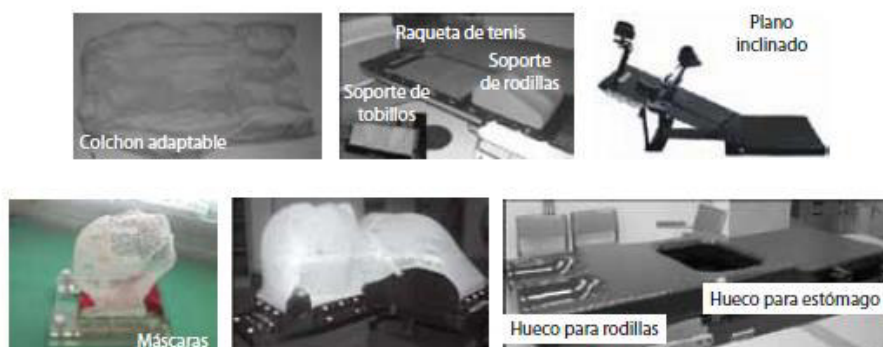
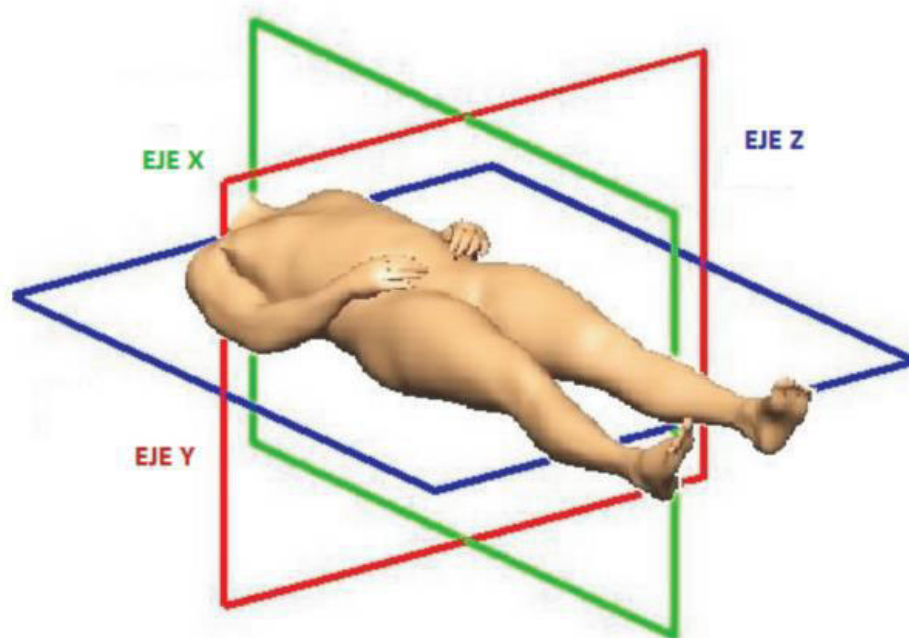


Figura 35. Distintos dispositivos de inmovilización del paciente.

ANEXO 9
Ejes de coordenadas



ANEXO 10: FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Nº de Paciente: _____

Edad: _____

Estadio de Cáncer de mama:

I ()
II ()
III ()
IV ()

Nº Imagen	Eje X	Eje Y	Eje Z	Correcciones	
				Si	No
Imagen 1					
Imagen 2					
Imagen 3					
Imagen 4					
Imagen 5					
Imagen 6					
Total = XX					

ANEXO 11

“Año del Diálogo y la Reconciliación Nacional”

SOLICITO: Permiso para tener acceso al archivo de historias clínicas e imágenes de tomografía computada de haz cónico realizadas en el periodo comprendido entre agosto – diciembre del 2017.

Dr. Gustavo Sarria Barnales

Director médico Centro Privado de Radioterapia oncológica "Radioncología"- Oncosalud

Yo, Barrionuevo Nieves Kelsin Jackeline de la Escuela Profesional de Tecnología Médica del área de Radiología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos solicito me permita tener acceso a las historias clínicas e imágenes de verificación de tomografía computada de haz cónico, que se encuentran almacenadas en el monitor XVI, de pacientes con diagnóstico de cáncer de mama tratados con radioterapia en el periodo de agosto a diciembre del 2017, para de esta manera poder realizar mi investigación que tiene por título: **“Errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico en el tratamiento de cáncer de mama con radioterapia. Agosto a diciembre 2017”**

Sin otro particular me despido de Ud. sin antes brindarle mi sincero agradecimiento por acceder a mi solicitud.

Atentamente,

Barrionuevo Nieves, Kelsin Jackeline
DNI: 70358593

ANEXO 12: MATRIZ DE CONSISTENCIA

Título	Problema	Objetivos	Hipótesis	Variables	Tipo de estudio	Población
<p>ERRORES DE POSICIONAMIENTO HALLADOS MEDIANTE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE HAZ CÓNICO EN EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA CON RADIOTERAPIA. AGOSTO A DICIEMBRE 2017.</p>	<p>¿Cuáles son los errores de posicionamiento hallados mediante tomografía de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia en el centro privado de radioterapia oncológica “Radioncología” – Oncosalud entre los meses de agosto a diciembre del año 2017?</p>	<p>Objetivo General</p> <p>Evaluar los errores de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia.</p> <p>Objetivos específicos</p> <p>Determinar los errores sistemáticos de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico.</p> <p>Determinar los errores aleatorios de posicionamiento hallados mediante tomografía computada de haz cónico.</p> <p>Evaluar los errores de posicionamiento: sistemáticos y aleatorios según estadio de cáncer.</p> <p>Determinar del PTV hallados mediante tomografía computada de haz cónico</p>	<p>El error de posicionamiento hallado mediante tomografía computada de haz cónico en pacientes con cáncer de mama tratados con radioterapia en el periodo de agosto a diciembre del año 2017 serán mayores a 4 mm en el eje X, 3 mm en el eje Z y 4 mm en el eje Y.</p>	<p>Variable del estudio:</p> <p>Errores de posicionamiento</p>	<p>Estudio con enfoque cuantitativo, de tipo observacional, retrospectivo y de corte transversal, con diseño descriptivo.</p>	<p>Imágenes de 30 pacientes con diagnóstico de cáncer de mama tratados con radioterapia en el Centro privado de radioterapia oncológica “Radioncología” – Oncosalud en el periodo de agosto a diciembre del año 2017.</p>

ANEXO 13: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DIMENSIÓN	INDICADORES	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	VALOR FINAL	FUENTE DE RECOLECCIÓN
Errores de posicionamiento	Error de posicionamiento se utiliza para describir la discrepancia entre la posición de tratamiento previsto y real	Sistemáticos	Media individual de error de posicionamiento por eje de coordenadas X, Y Z	Cuantitativo	Razón	En números	Hojas de recolección de datos
			Media poblacional de error de posicionamiento por eje de coordenadas X, Y Z				
		Aleatorios	Error aleatorio individual por eje de coordenadas X, Y, Z.	Cuantitativo	Razón	En números	